

Cirkonij-oksidi kao materijal izbora u izradi suprastrukture u implantoprotetici

Nedoklan Jurić, Ivana

Postgraduate specialist thesis / Završni specijalistički

2024

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:127:342566>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-10-03**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki Fakultet

Ivana Nedoklan Jurić

CIRKONIJ-OKSID KAO MATERIJAL IZBORA U IZRADI SUPRASTRUKTURA U IMPLANTOPROTETICI

POSLIJEDIPLOMSKI SPECIJALISTIČKI RAD

Zagreb, 2024.

Rad je ostvaren u: Stomatološki fakultet Sveučilište u Zagrebu, Zavod za fiksnu protetiku

Naziv poslijediplomskog specijalističkog studija: Dentalna implantologija

Mentor rada: Joško Viskiće, izv.prof.dr.sc.

Lektor hrvatskog jezika: Iva Kužina, mag.philol.croat. et mag.ling.

Lektor engleskog jezika: Iva Kužina, mag.philol.croat. et mag.ling.

Sastav Povjerenstva za ocjenu poslijediplomskog specijalističkog rada:

- 1.
- 2.
- 3.

Sastav Povjerenstva za obranu poslijediplomskog specijalističkog rada:

- 1.
- 2.
- 3.

Datum obrane rada:

Rad sadrži: 62 stranice

1 tablicu

3 slike

1 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 poslijediplomskog specijalističkog 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. Rad je ostvaren u: Stomatološki fakultet Sveučilište u Zagrebu, Zavod za fiksnu protetiku.

Sažetak

CIRKONIJ-OKSID KAO MATERIJAL IZBORA U IZRADI SUPRASTRUKTURA U IMPLANTOPROTETICI

Cirkonijev oksid kao materijal izbora u izradi suprastruktura u implantoprotetici je primjenjiv kao strukturni materijal dentalnih mostova, krunica, nadogradnji i implantata, ponajviše zbog svoje estetike, visoke otpornosti na lom i biokompatibilnosti. Razumijevanje osnovnih svojstava, ali i procesa oštećenja cirkonijevog oksida omogućuje kontinuirani razvoj estetskih i strukturalno trajnijih inačica. Keramički materijali predstavljaju važan gradivni materijal koji se proučava u znanosti o dentalnim biomaterijalima. Među cjelokupnom dentalnom keramikom, silikatnom i oksidnom, cirkonijev oksid je dokazan kao dentalni biomaterijal i pretežno prvi izbor u suvremenoj restaurativnoj dentalnoj medicini. Međutim, klinički uspjeh restaurativne dentalne medicine mora uzeti u obzir prijanjanje na različite supstrate, što predstavlja veliki izazov istraživanju i razvoju cirkonijevog oksida u dentalnoj medicini.

Ključne riječi: cirkonijev oksid, implantoprotetika, suprastrukture

Summary

ZIRCONIUM OXIDE AS THE MATERIAL OF CHOICE IN MANUFACTURING SUPRASTRUCTURES IN DENTAL IMPLANT PROSTHETICS

Zirconium oxide as the material of choice in the manufacturing suprastructures in dental implant prosthetics is used as a structural material for dental bridges, crowns, extensions, and implants, primarily due to its aesthetics, structural durability and biocompatibility. Understanding the basic properties, as well as the damage process of zirconium oxide, enables the continuous development of more aesthetic and structurally durable versions. Ceramics represent an important part material studied as part of building materials studied as part of the science of dental biomaterials. Among all dental ceramics, including both, silicate and oxide, zirconium oxide has been proven to be a dental biomaterial and the material of choice in modern restorative dental medicine. However, the clinical success of restorative dental medicine consider adhesion to different substrates, which presents a significant challenge to the research and development of zirconium oxide in dental medicine.

Key words: zirconium oxide, implant prosthetics, suprastructures

SADRŽAJ

| | |
|--|----|
| 1. UVOD | 1 |
| 2. PRIMJENA, POVIJESNI RAZVOJ I PROIZVODNJA CIRKONIJ- OKSIDNE KERAMIKE..... | 4 |
| 3. EVOLUCIJA I KLASIFIKACIJA DENTALNOG CIRKONIJA | 7 |
| 3.1. Tetragonalni polikristal cirkonija (TZP), djelomično stabilizirani cirkonij (PSZ) i kubično stabilizirani cirkonij (CZS)..... | 8 |
| 3.2. Kompoziti cirkonija i glinice | 9 |
| 3.3. Prva generacija cirkonija | 10 |
| 3.4. Druga generacija cirkonija..... | 11 |
| 3.5. Treća generacija cirkonija..... | 12 |
| 3.6. Klasifikacija i indikacija dentalnog cirkonija stabiliziranog itrijem | 14 |
| 4. SVOJSTVA CIRKONIJA | 19 |
| 4.1. Fizička svojstva | 20 |
| 4.3. Martenzička transformacija | 24 |
| 4.4. Transformacijsko očvršćenje/kaljenje..... | 25 |
| 4.5. Kemijska svojstva..... | 26 |
| 4.6. Svojstva abrazije..... | 28 |
| 4.7. Biološka svojstva | 29 |
| 4.8. Radioaktivnost..... | 30 |
| 5. CIRKONIJ- OKSID KAO MATERIJAL IZBORA U IZRADI SUPRASTRUKTURA | 31 |
| 5.1. Cirkonij-oksidne nadogradnje na implantatima | 32 |
| 5.1.1. Jednodijelne monolitne cirkonijske nadogradnje..... | 33 |
| 5.1.2. Dvodijelne cirkonijske nadogradnje s bazom (hibridne nadogradnje)..... | 34 |
| 5.2. Cirkonij- oksidne krunice na implantatima..... | 36 |
| 5.3. Čvrstoća loma cirkonij-oksidnih nadogradnji i monolitnih krunica | 37 |
| 5.4. Mostovi s kompletnim lukom od cirkonij-oksida na implantatima | 39 |
| 5.5. Mobilna proteza na cirkonij-oksidnoj prečki..... | 41 |

| | |
|---------------------|----|
| 6. RASPRAVA..... | 42 |
| 7. ZAKLJUČAK..... | 48 |
| 8. LITERATURA | 50 |
| 9. ŽIVOTOPIS | 61 |

Popis kratica

CAD/CAM – eng. *computer aided design/ computer aided manufacturing*, hrv. računalom potpomognuto oblikovanje i računalom potpomognuta izrada nadomjestka

Zr – cirkonij

Ti – titanij

ZrO₂ – cirkonij-dioksid

Y –TZP – eng. *yttrium – stabilized tetragonal zirconia*, hrv. itrijem stabiliziran cirkonijev oksid

TZP – eng. *tetragonal zirconia polycrystal*, hrv. tetragonalni polikristalinični cirkonijev oksid (gotovo 100% tetragonalna faza)

PSZ – eng. *partially stabilized zirconia*, hrv. tetragonalni djelomično stabiliziran cirkonijev oksid (mješavina kubične i tetragonalne faze)

CSZ – eng. *cubic– stabilized zirconia*, hrv. kubično stabilizirani cirkonijev oksid (gotovo 100% kubična faza)

Ce-TZP – eng. *TZP stabilized with ceria*, hrv. TZP stabiliziran cerijem

3Y-TZP – eng. *TZP stabilized with 3-mol% yttria*, hrv. TZP stabiliziran s 3-mol% itrija

ATZ – eng. *alumina – toughened zirconia*, hrv. aluminijem kaljeni cirkonij

ZTA – eng. *zirconia – toughened alumina*, hrv. cirkonij kaljena glinica

NanoZR– eng. *Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite*, hrv. – nanokompozit

3Y-HA – eng. *conventional TZP stabilized with 3-mol% yttria and added with a relatively high content of alumina (0.25–0.5 wt%)*, hrv. konvencionalni TZP stabiliziran s 3-mol% itrija i dodan s relativno visokim sadržajem glinice (0,25-0,5 tež.%)

3Y – eng. *high translucent TZP stabilized with 3-mol% yttria and added with a relatively low content of alumina (less than 0.05 wt%)*, hrv. visoko prozirni TZP stabiliziran s 3-mol% itrija i dodan s relativno niskim sadržajem glinice (manje od 0,05 mas.%)

5Y – eng. *high translucent PSZ stabilized with 5-mol% yttria and added with a relatively low content of alumina (less than 0.05 wt%)*, hrv. visoko prozirni PSZ stabiliziran s 5-mol% itrija i dodan s relativno niskim sadržajem glinice (manje od 0,05 mas.%)

M3Y-5Y – eng. *polychromatic multilayer with hybrid composition from 3Y to 5Y*, hrv. polikromatski višeslojni s hibridnim sastavom od 3Y do 5Y

4Y – eng. *high strength PSZ stabilized with 4-mol% yttria and added with a relatively low content of alumina (less than 0.05 wt%)*, hrv. PSZ visoke čvrstoće stabiliziran s 4-mol% itrija i dodan s relativno niskim sadržajem glinice (manje od 0,05 mas.%)

M4Y – eng. *polychromatic multilayered 4Y*, hrv. polikromatski višeslojni 4Y

M5Y – eng. *polychromatic multilayered 5Y*, hrv. polikromatski višeslojni 5Y

1. UVOD

U najpoznatije sustave dentalne keramike spadaju silikatne keramike (glinična keramika i staklokeramika ojačana leucitima ili litij-disilikatna) te oksidne keramike (aluminijev oksid i cirkonijev oksid). Trenutno je keramika na bazi cirkonijevog oksida najproučavanija te se o njoj, iz različitih razloga, provode brojna istraživanja (1).

Estetika, funkcionalnost i biokompatibilnost u dentalnoj medicini su stalan izazov u proizvodnji dentalnih nadoknada. Razvoj znanosti o materijalima, robotici i biomehanici radikalno je promijenio pristup zamjeni ljudskih anatomskih komponenti. Kako bi mogli ponuditi optimalno rješenje bez kompromisa, koje je savršeno uklopljeno u fizionomiju svakog pacijenta, uz čvrstoću na žvačne sile, preciznost i kvalitetu, stručnjaci sve više naglašavaju upotrebu biokompatibilnih materijala za dentalne protetske nadoknade korištenjem suvremenih tehnologija kao što je CAD/CAM (eng. *computer aided design/ computer aided manufacturing*, hrv. računalom potpomognuto oblikovanje i računalom potpomognuta izrada nadomjestka) (2).

Visoka stopa inovacija, kako u pogledu samih materijala, tako i u pogledu CAD/CAM tehnologije zahtijeva odgovarajuću razinu prethodnog znanja za razumno i uspješno korištenje širokog raspona sada dostupnih mogućnosti. Korisnicima postaje sve više zbunjujuće snaći se u raznim novim tehnikama i materijalima. Digitalne metode nude dosad nedostupne mogućnosti u dijagnostici, veću pouzdanost planiranja, bolju kvalitetu materijala kroz standardizaciju procesa proizvodnje i ponovljivost, što su značajne prednosti koje se mogu iskoristiti, a posebno u oralnoj implantologiji. Iako je tehnološki napredak u području keramičkih materijala doveo do značajnih poboljšanja njihovih mehaničkih svojstava tijekom desetljeća, njihov klinički dugoročni uspjeh još uvijek uvelike ovisi o odgovarajućoj indikaciji i pravilnom odabiru materijala, o znanju i vještinama doktora dentalne medicine i dentalnog tehničara te o pravilnoj okluziji (3).

U radu je prikazan cirkonijev oksid kao materijal izbora u izradi suprastruktura u implantoprotetici zbog ponajviše svoje estetike, strukturne trajnosti i biokompatibilnosti. Različite vrste cirkonijevog oksida naširoko se koriste za izradu nadogradnji, krunica i mostova na implantatima. Razumijevanje osnovnih svojstava, ali i procesa oštećenja cirkonijevog oksida omogućuje kontinuirani razvoj estetskih i strukturalno trajnijih inačica. Trend je prema monolitnim konstrukcijama, radi dužeg vijeka trajanja i izbjegavanja problema međufaznog i zaostalog stresa.

2. PRIMJENA, POVIJESNI RAZVOJ I PROIZVODNJA CIRKONIJ- OKSIDNE KERAMIKE

Cirkonijeva oksidna keramika desetljećima se koristi u ortopedskoj kirurgiji, a dugi niz godina se primjenjuje i u dentalnoj medicini. Upotreba cirkonijevog oksida u medicini započela je 1970-ih godina kao materijala korištenog za zamjenu kuka. Njegova primjena u dentalnoj medicini započela je 1990-ih godina za korijenske nadogradnje, potom za nadogradnje na implantatima, no razvoj njegove uporabe u protetici započeo je mogućnošću izrade keramičkih stražnjih fiksnih mostova (2,4).

Minerali cirkonija otkriveni su prije nekoliko desetljeća, ali se još uvijek nazivaju žargonom, cirkonom, što predstavlja prirodni dragi kamen. Metalni cirkonij (Zr) dolazi od arapske riječi *zargun* (zlatni u boji), koja potječe od dvaju perzijskih riječi: *zar* (zlatno) i *gun* (boja) zbog dragocjene sorte cirkona – zumbula. Za otkriće cirkonija zaslužan je njemački kemičar Martin Heinrich Klaproth koji ga je otkrio 1789. godine u Berlinu (Njemačka) analizom kamena donesenog sa Šri Lanke. Prvi ga je izolirao J.J.Berzelius, 1824., u Stockholmu (Švedska) (4-6).

Cirkonij spada u titanijevu skupinu elemenata i prijelazni je metal koji se na sobnoj temperaturi nalazi u krutom stanju. Cirkonij je vrlo jak metal sa sličnim kemijskim i fizikalnim svojstvima kao i titanij (Ti). Kemijski je element atomskog broja 40 i relativne atomske mase 91,224, relativne gustoće 6,49 g/cm³, a temperature taljenja na 1855°C. Kao sirovina, čisti cirkonij je relativno mekan, rastezljiv, kovak, duktilan, sjajan, srebrnasto bijel metal koji je jako otporan na koroziju zbog sloja oksida na svojoj površini. Također je otporan na kiseline (osim fluorovodične - HF) i lužine. Ipak, na zraku će gorjeti ako se zapali. Najvažnije rude za dobivanje cirkonija su cirkonij-silikatni oksid (ZrSiO₄) i badelit (ZrO₂). Nakon razrađenog i troškovno intenzivnog procesa proizvodnje i pročišćavanja, dostupan je u obliku bijelog kristalnog praha visoke stope taloženja (2,7,8).

Cirkonijev oksid ima superiorna svojstva potrebna za izradu nadogradnji implantata u usporedbi s drugim dentalnim materijalima. Također, ima izvrsna mehanička, estetska i biološka svojstva te je dostupan kao keramički implantat. Ako pretpostavimo da je titanij prihvaćen kao pouzdan materijal za dentalni implantat, cirkonij je alternativan materijal za pacijente s alergijom na metal i posebne pacijente kojima je potrebna savršena estetika. Inače, Zr i Ti su dva metala koja se obično koriste u implantologiji, uglavnom zato što ne inhibiraju stanice koje tvore kost (oseoblaste), a koje su bitne za oseointegraciju. Utvrđeno je da implantati od cirkonija s modificiranim površinama rezultiraju oseointegracijom koja je usporediva s onom kod implantata od titanija (1,6,9).

3. EVOLUCIJA I KLASIFIKACIJA DENTALNOG CIRKONIJA

Broj vrsta cirkonijevih oksida porastao je u posljednja dva desetljeća te je ponekad teško odabrati odgovarajuću vrstu za svaki nadomjestak. S napretkom digitalne tehnologije, postalo je moguće izraditi dentalne nadomjeske s visokom točnošću njihova sjedanja pomoću CAD/CAM sustava. Osim toga, restauracije bez metala su interesantne iz estetskih i bioloških razloga. Materijali za suprastrukture na implantatima se mogu klasificirati na materijale na bazi smole, keramike i metala, a broj mogućnosti se povećava. Izbor se temelji na karakteristikama svakog materijala koje određuju njegovu prikladnost za izradu krunica, nadogradnji na implantatima ili okvira (9).

3.1. Tetragonalni polikristal cirkonija (TZP), djelomično stabilizirani cirkonij (PSZ) i kubično stabilizirani cirkonij (CZS)

U čistom cirkonijevom dioksidu (ZrO_2), postoje tri sustava kristalne faze (monoklinska, tetragonalna i kubična) koje se transformiraju ovisno o temperaturi, pri čemu je monoklinska faza stabilna na sobnoj temperaturi. Dentalni cirkonij je, najčešće, itrijem (Y_2O_3) modificirani tetragonalni cirkonijev polikristal, Y-TZP (eng. *yttrium – stabilized tetragonal zirconia*, hrv. itrijem stabiliziran cirkonijev oksid). Stabilizacija tetragonalne i kubične strukture zahtijeva različite količine dodataka (stabilizatora). Kada je cirkonijev dioksid čvrsto otopljen u itriju (Y), kalciju (Ca), magneziju (Mg), ceriju (Ce) ili drugim ionima s većim ionskim radijusom od cirkonijevog, sustavi tetragonalne i kubične faze postaju stabilni na sobnoj temperaturi. Itrij se dodaje kako bi se stabilizirala transformacija kristalne strukture tijekom pečenja na povišenoj temperaturi i poboljšala fizička svojstva cirkonija. Stabilizacija rešetke oksidima otežava transformaciju u mehanički nepovoljniju monoklinsku fazu i omogućava čvrstu mikroznatu strukturu. Ovisno o korištenim oksidima razlikuju se brojni keramički materijali (1,5-7,10,11).

Kada je prisutnost itrija oko 3 mol%, tetragonalne faze su blizu 100% na sobnoj temperaturi te se on tada naziva TZP (eng. *tetragonal zirconia polycrystal*, hrv. tetragonalni polikristalinični cirkonijev oksid), koji se također naziva i kaljeni, ojačani

cirkonij. Ovaj polikristal bio je jedan od ranijih cirkonijevih oksida koji se primjenjivao u dentalnoj medicini kao "bijeli metal" te je izrazito čvrst i otporan na lom, ali teško obradiv. Kada je prisutnost itrija 3 do 8 mol%, tetragonalna i kubična faza se miješaju na sobnoj temperaturi što se naziva PSZ (eng. *partially stabilized zirconia*, hrv. tetragonalni djelomično stabiliziran/metastabilni cirkonijev oksid) i posjeduje manju količinu oksida. Kada je količina dodanog itrija veća od 8 mol%, kubična faza je stabilna na sobnoj temperaturi, što se naziva CSZ (eng. *cubic – stabilized zirconia*, hrv. kubično stabilizirani cirkonijev oksid) (5,9).

3.2. Kompoziti cirkonija i glinice

Ce-TZP (eng. *TZP stabilized with ceria*, hrv. TZP stabiliziran cerijem) pokazuje veću vrijednost žilavosti od 3Y-TZP (eng. *TZP stabilized with 3-mol% yttria*, hrv. TZP stabiliziran s 3-mol% itrija), ali su njegova čvrstoća na savijanje i tvrdoća niska i do sada nije stavljen u praktičnu uporabu. Istražen je kompozitni materijal u kojem su čestice glinice odnosno aluminijevog oksida (Al_2O_3) dispergirane kao druga faza u Ce-TZP-u, ali nisu dobiveni zadovoljavajući rezultati. S druge strane, 3Y-TZP s oko 20 vol.% raspršene glinice ima poboljšanu čvrstoću na savijanje i žilavost loma, stabilnost i otpornost na degradaciju, u vodenom mediju se dobiva dodavanjem čestica aluminijevog oksida te se isporučuje kao potpuno sinterirano tijelo koje se općenito naziva cirkonij ojačan aluminijem, ATZ (eng. *alumina – toughened zirconia*, hrv. cirkonij ojačan aluminijem). Postoji glinica u kojoj je 3Y-TZP raspršen s oko 20 vol.%, što se naziva glinica ojačana cirkonijem, ZTA (eng. *zirconia – toughened alumina*, hrv. glinica ojačana cirkonijem) (9,12).

U suvremenim alternativnim materijalima sve se češće koristi nanokompozit cerij i aluminijevim oksidom stabilizirani tetragonski cirkonijev polikristal (Ce-TZP / Al_2O_3). Nanokompozit Ce-TZP/ Al_2O_3 (NanoZR) postigao je poboljšana svojstva temeljena na konceptu međusobnog djelovanja. Ovaj materijal ima interpenetriranu intragranularnu nanostrukturu u kojoj se nanometarske veličine Ce-TZP nalaze unutar zrna glinice submikronske veličine ili obrnuto. Ovaj dizajn materijala omogućuje ojačanje 10 mol%

cerij-TZP matrice s 30 vol.% glinice. Iako se zbog svoje slabe translucencije ne koristi u izradi krunica, očekuje se za upotrebu u izradi implantata (9).

Nanokeramika na bazi cirkonijevog oksida može pokazati poboljšana svojstva zbog smanjenja veličine zrna. Jedan od glavnih ciljeva je zadržati mikrostrukturu na nanometrijskoj veličini i u isto vrijeme očuvati gustoću komponenti, jer je vrlo malo studija bilo uspješno u potpunom dobivanju cirkonijske keramike na bazi guste nanostrukture s veličinom zrna <100 nm. Unatoč ovoj poteškoći, zamjensko rješenje moglo bi biti korištenje mikro/nanokompozita kao što su, na primjer, nanokompoziti na bazi Ce-TZP, koji pokazuju optimalna mehanička svojstva i dobru stabilnost starenja (13). ATZ i NanoZR su prikladni za implantate jer imaju izvrsnu mehaničku čvrstoću unatoč nedovoljnim estetskim svojstvima (9).

3.3. Prva generacija cirkonija

Prva generacija cirkonijevih oksida uvedena je u dentalnu medicinu prije više od dva desetljeća kao itrijem stabilizirani tetragonalni cirkonijev polikristal, 3Y-TZP (eng. *TZP stabilized with 3-mol% yttria*, hrv. TZP stabiliziran s 3-mol% itrija). Sadrži 3% mol itrija s najmanje 90% tetragonalnog cirkonijevog oksida, zbog čega mu je dodijeljen naziv 3Y-TZP. Unatoč superiornom mehaničkom svojstvu s čvrstoćom na savijanje većom od 1000 MPa, ova generacija cirkonijevog oksida ima neprozirne karakteristike koje ograničavaju njegovu upotrebu u estetskim područjima (8).

Konvencionalni cirkonijev oksid, 3Y-HA (eng. *conventional TZP stabilized with 3-mol% yttria and added with a relatively high content of alumina (0.25–0.5 wt%)*), hrv. konvencionalni TZP stabiliziran s 3-mol% itrija i dodan s relativno visokim sadržajem glinice (0,25-0,5 tež.%) može se napraviti prozirnijim promjenom temperature sinteriranja. Istraživanja pokazuju da, ne samo povećanje temperature sinteriranja, nego i trajanje vremena zadržavanja temperature i hlađenje utječu na translucenciju. Što je veće područje (integrala) temperature sinteriranja, to je veća translucencija. Kada se dosegne određeno područje, veličina zrna materijala se povećava, a čvrstoća materijala smanjuje. Pokušalo se promijeniti protokol sinteriranja kako bi se poboljšala prozirnost,

nažalost, to je negativno smanjilo čvrstoću na savijanje. Može se reći da temperature sinteriranja od 1600°C dovode do smanjenja čvrstoće na savijanje. Zbog negativnog ponašanja u pogledu čvrstoće, a posebno dugoročne stabilnosti, prva monolitna generacija cirkonijevih oksida nije uspjela. Temperature sinteriranja su sada manje od 1600°C za sve radove s cirkonijem. Ovo kompromitirano optičko svojstvo konvencionalnog cirkonijevog oksida zahtijeva upotrebu obložne keramike preko osnove od cirkonijevog oksida kako bi se prikrila njegova neprozirnost. Uzročno je, kao i kod konvencionalnih metal-keramičkih nadomjestaka, uočeno često lomljenje obložne keramike koje se kretalo u rasponu od 0-54% godišnje (14,15).

3.4. Druga generacija cirkonija

Modifikacija na molekularnoj razini rezultira cirkonijem druge generacije, 3Y-TZP (eng. *high translucent TZP stabilized with 3-mol% yttria and added with a relatively low content of alumina (less than 0.05 wt%)*, hrv. visoko prozirni TZP stabiliziran s 3-mol% itrija i dodan s relativno niskim sadržajem glinice (manje od 0,05 mas.%)). Od 2012. do 2013. godine uvedena je druga generacija cirkonijevih oksida. Druga generacija predložena je za rješavanje problema čestog lomljenja obložne keramike kao monolitna ili jednoslojna restauracija. Nadalje, uz eliminaciju neželjenih komplikacija lomljenja, monolitni nadomjestci zahtijevaju manje invazivno brušenje zuba i manje laboratorijskog vremena i troškova za izradu. Glavni sastav još uvijek je 3 mol% itrija s najmanje 90 % tetragonalnog cirkonijevog oksida (15).

Broj i veličina zrnaca glinice odnosno aluminijskih oksida (Al_2O_3) u ovom procesu su smanjeni i zrnca su premještena u cirkonijski okvir. Promjena položaja zrnaca Al_2O_3 , čiji indeks loma jako varira ovisno o indeksu zrna cirkonijevog dioksida te se odvija na njegovim granicama, znači da je istovremeno postignuta veća propusnost svjetlosti s dosljedno dobrom dugotrajnom stabilnošću i velikom čvrstoćom. Istraživanja *in vitro* na ovoj generaciji pokazuju ne samo veću translucenciju nego i veću čvrstoću, kako u početku tako i nakon različitih procesa umjetnog starenja (8).

Bolja prozirnost postignuta je smanjenjem udjela glinice s 0,25% na 0,05% masenog udjela. Aluminij ima značajnu neusklađenost indeksa loma s cirkonijevim oksidom što dovodi do raspršenja svjetlosti i smanjuje prozirnost cirkonijevog oksida. Smanjenje sadržaja aluminijskog oksida, kao i preraspodjela molekula aluminijskog oksida, omogućuje veću transmisiju svjetlosti. Još uvijek pokazuje otpornost na savijanje usporedivu s prvom generacijom na 1000 MPa, deset puta veću od obložne keramike, bez ugrožavanja stabilnosti i čvrstoće cirkonijevog oksida. Osim toga, bojanje i glazura mogu poboljšati estetiku i oponašati prirodni izgled. Međutim, sa samo 70% translucencije litijeva disilikata, druga generacija dentalnog cirkonija još uvijek nije pružala odgovarajuću estetiku za upotrebu na prednjim zubima (15).

3.5. Treća generacija cirkonija

Modifikacija kristalne strukture rezultira trećom generacijom cirkonija, 5Y-PSZ (eng. *high translucent PSZ stabilized with 5-mol% yttria and added with a relatively low content of alumina (less than 0.05 wt%)*, hrv. visoko prozirni PSZ stabiliziran s 5-mol% itrija i dodan s relativno niskim sadržajem glinice (manje od 0,05 mas.%)). Budući da je cirkonij druge generacije još uvijek bio inferioran u odnosu na prozirnost staklokeramike, razvila se potreba za cirkonijem s većom prozirnošću. Treća generacija cirkonija predstavljena je na *The International Dental Show 2015*. Ovaj cirkonij, nije samo metastabilan u tetragonalnoj fazi, već također sadrži udio kubične faze do 53%. Stoga se opisuje kao stabilizirani cirkonij s mješovitom kubično/tetragonalnom strukturom. Kubični udjeli postignuti su većim unosom (približno 9,3 tež.%/5 mol%) itrijevog oksida. Kubični kristali imaju veći volumen u odnosu na tetragonalne što rezultira slabijem raspršivanju svjetlosti na granicama zrna, čineći materijal prozirnijim. Nadalje, kubične kristalne strukture su više izotropne od tetragonalnih struktura, što znači da se upadna svjetlost ravnomjernije emitira u svim prostornim smjerovima. Ovo svojstvo također ima značajan utjecaj na prozirnost (8).

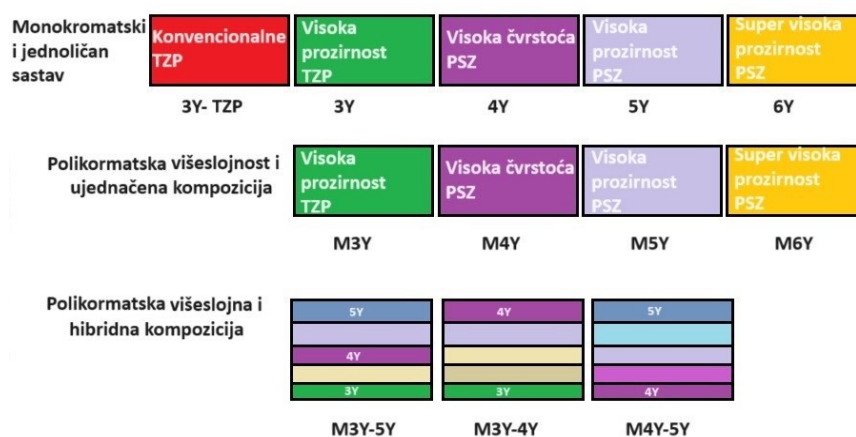
"Visoko proziran" ili "ultra proziran" cirkonijev oksid se odnosi na ovu specifičnu generaciju. Geometrija različitih cirkonijevih faza utječe na prijenos svjetlosti i prozirnost. Tetragonalna faza ima dvolomna svojstva ili anizotropni indeks vatrostalnosti, što rezultira većom količinom raspršenja svjetlosti na granicama zrna. S druge strane, kubična faza ima izotropni indeks vatrostalnosti bez efekta raspršenja što nudi bolju translucenciju. Povećanje sadržaja itrija na 4% i 5% mol rezultira višom netransformabilnom kubičnom fazom i manjom tetragonalnom fazom, posljedično povećanjem translucencije. Elementarnom analizom difrakcije X-zraka (XRD) Zhang i sur. su otkrili oko 40 do 60% sadržaja kubične faze u 4Y- i 5Y-TZP. Druge studije također izvješćuju o povećanoj kubičnoj fazi do 53% u ovoj trećoj generaciji cirkonija (15).

Prema informacijama dobavljača cirkonijevog praha, kod treće generacije ne dolazi do hidrotermalnog starenja, što znači da materijal zadržava svoju mikrostrukturu i čvrstoću čak i s produljenjem vremena nošenja. Jedan nedostatak ove generacije je potencijalno niža lomna žilavost materijala zbog kubične/tetragonalne stabilizacije (8).

Važno je napomenuti da postoje neke zabune oko pojma "prozirni cirkonij" jer se i druga i treća generacija često nazivaju istom nomenklaturom. Izraz "monolitni cirkonij", bez daljnjeg opisa, obično se odnosi na 3Y-TZP iz druge generacije, dok su istraživanja treće generacije specifičnija. Međutim, proizvođači ili istraživači rijetko daju detaljne sastave komercijalnih proizvoda (15).

3.6. Klasifikacija i indikacija dentalnog cirkonija stabiliziranog itrijem

Kao što je navedeno, svaka tvrtka prodaje različite vrste dentalnog cirkonija stabiliziranog itrijem, a cirkonij koji je trenutno dostupan u cijelom svijetu klasificira se u 12 vrsta. Kada je sadržaj itrija visok, postoji mnogo kubičnih faza i prozirnost je visoka, ali je čvrstoća manja jer postoji nekoliko tetragonalnih faza koje doprinose čvrstoći (9) (Slika 1.).



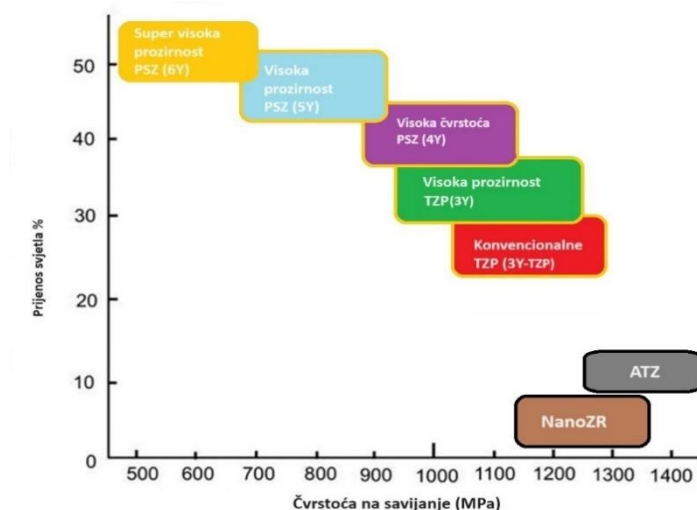
Slika 1. Vrste cirkonija prema sastavu itrija.

Prva primjena cirkonija bila je korištenjem 3Y-HA, konvencionalnog cirkonija, koji je sadržavao 0,25-0,5 tež.% aluminijevog oksida, koji je imao visoku čvrstoću, ali nedovoljnu prozirnost i korišten je kao osnova za obložnu keramiku. Čestice glinice se talože na granici zrna cirkonija i dolazi do raspršivanja svjetlosti. Visoko prozirni 3Y-TZP druge generacije, razvijen je smanjenjem sadržaja glinice na manje od 0,05 tež.% čime je poboljšana translucencija. Korištenjem ovog cirkonija, cirkonijeve krunice punog anatomskog oblika mogu se oblikovati do konačnog oblika korištenjem samo cirkonija bez potrebe za obložnom keramikom. Nadalje je osiguran visoko prozirni 5Y-PSZ s povećanim udjelom itrija, a prozirnost je dodatno poboljšana zbog povećanja kubične faze, koja je optički izotropna. Budući da je translucencija dodatno poboljšana, prednje zube nije bilo potrebno oblagati keramikom te je postala moguća monolitna

cirkonska krunica. Na taj je način drastično poboljšana translucencija dentalnog cirkonija. 2015. godine je proizveden polusinterirani cirkonijev oksid za što lakše određivanje boje zuba. Nadalje, proizvedena je višeslojna vrsta u kojoj je složeno nekoliko boja istog sastava. Konkretno, visoko prozirni i polikromatski višeslojni tip M5Y, gdje je M oznaka za *multilayer*, višeslojni sustav, koji omogućuje izradu estetskih monolitnih cirkonskih prednjih krunica uz minimalan rad. Od 2016. godine u ponudi su višeslojni polikromatski i hibridni sustavi M3Y-5Y (eng. *polychromatic multilayer with hybrid composition from 3Y to 5Y*, hrv. polikromatski višeslojni s hibridnim sastavom od 3Y do 5Y), koji u sastavu imaju TZP i PSZ različitih sastava i karakteristika. S druge strane, osiguran je cirkonij pomoću visokoprozirnog 4Y-PSZ (eng. *high strength PSZ stabilized with 4-mol% yttria and added with a relatively low content of alumina (less than 0.05 wt%)*, hrv. PSZ visoke čvrstoće stabiliziran s 4-mol% itrija i dodan s relativno niskim sadržajem glinice (manje od 0,05 mas.%)), koji je srednji sastav između visoko prozirnog 3Y-TZP i visoko prozirnog 5Y-PSZ cirkonija. Polikromatski višeslojni tip M4Y (eng. *polychromatic multilayered 4Y*, hrv. polikromatski višeslojni 4Y) također je pušten u proizvodnju od 2018. do 2019. godine (9,14,15).

Polusinterirano tijelo koje se koristi u laboratoriju uglavnom je u obliku diska promjera 98 mm i debljine od 16 do 35 mm, ali oblik bloka se često koristi za jednostruke krunice za mostove s tri jedinice koji podržavaju brzo paljenje. Ovi blokovi su primjenjivi za super brzo sinteriranje, kao što je CEREC sustav SpeedFire® (Densply Sirona), što omogućuje izradu visokoprozirnih i visoko čvrstih radova u kratkom vremenu sinteriranja (9).

Translucencija 5Y je poboljšana za 20 do 25% u usporedbi s 3Y, ali je otpornost na savijanje smanjena za 40 do 50%. Zaključno, što je veća prozirnost, to je niža čvrstoća. Ovaj kontradiktorni odnos mora se u potpunosti uzeti u obzir prilikom primjene cirkonija na zubne nadomjeske (Slika 2.) (9).



Slika 2. Ovisnost čvrstoće na savijanje i prijenosa svjetla.

3Y, koji ima veliku čvrstoću, ali nisku translucenciju, može se primijeniti na mostove dugog raspona, ali nije prikladan za krunice prednjih zuba. 5Y i M5Y (eng. *polychromatic multilayered 5Y*, hrv. polikromatski višeslojni 5Y), koji imaju nisku čvrstoću, ali visoku prozirnost, ne mogu se primijeniti na mostove dugog raspona, ali mogu se primijeniti na prednje zubne krunice i ljuskice. U slučaju višeslojnog tipa polikromatskog i hibridnog sastava, kao što je M3Y-5Y, dominantan je slučaj primjene 5Y niske čvrstoće. 4Y i M4Y primjenjivi su na slučajeve svih mjesta u dovoljnoj čvrstoći i prozirnosti. U Europi i SAD-u postoji potreba za korištenjem cirkonija kao baze za dugotrajne proteze, a poželjni su i 4Y i M4Y (DDcube ONE® od Dental Direkt GmbH-a, One4All® od Metoxit AG-a). To pokazuje da se i 4Y i M4Y mogu primijeniti na sve slučajeve (9) (Tablica 1.).

Tablica 1. Klasifikacija dentalnog cirkonijevog oksida

| KLASIFIKACIJA DENTALNOG CIRKONIJ-OKSIDA | | |
|---|-------------------------|--|
| GRUPA | IME | PROIZVOĐAČ |
| ATZ | ATZ Bio-HIP | Metoxit AG (Švicarska) |
| NanoZR | Nanozirconia | Yamakin Co. Ltd. (Japan) |
| 3Y-TZP | TZP-A Bio-HIP | Metoxit AG (Švicarska) |
| 3Y | Cercon base, inCoris Zi | Dentsply Sirona (SAD) |
| | Vita YZ T | Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | Aadva ST | GC Corp. (Japan) |
| | ceramill zi | Amann Girschbach AG (Austrija) |
| | DD Bio Z | Dental Direkt GmbH (Njemačka) |
| | Z-CAD HD | Metoxit AG (Švicarska) |
| | Copran Zri | Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | dima Mill Zirconia ST | Kulzer GmbH (Njemačka) |
| 3Y | Cercon ht | Dentsply Sirona (SAD) |
| | Vita YZ HT | Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | Aadva EI | GC Corp. (Japan) |
| | ceramill zolid | Amann Girschbach AG (Austrija) |
| | inCoris TZI | Dentsply Sirona (SAD) |
| | DD Bio ZX2 | Dental Direkt GmbH (Njemačka) |
| | Z-CAD HTL | Metoxit AG (Švicarska) |
| | IPS e.max ZirCAD MO/LT | Ivoclar Vivadent AG (Lihtenštajn) |
| 4Y | Katana Zirconia HT | Kuraray Noritake Dental Inc. (Japan) |
| | ceramill zolid HT+ | Amann Girschbach AG (Austrija) |
| | DDcube ONE | Dental Direkt GmbH (Njemačka) |
| | Z-CAD One4All | Metoxit AG (Švicarska) |
| | CopraSupreme | Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | IPS e.max ZirCAD MT | Ivoclar Vivadent AG (Lihtenštajn) |
| | Vita YZ ST | Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| 5Y | Aadva NT | GC Corp. (Japan) |
| | Prettau Anterior | Zirkonzahn GmbH (Italija) |
| | DD cube X2 | Dental Direkt GmbH (Njemačka) |
| | Vita YZ XT | Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | Z-CAD Smile | Metoxit AG (Švicarska) |

| | | |
|-------------------------------------|-------------------------------|--|
| | CopraSmile | Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | Ceramill zolid fx | Amann Girschbach AG (Austrija) |
| | Cercon xt | Dentsply Sirona (SAD) |
| 6Y | Katana Zirconia UT | Kuraray Noritake Dental Inc. (Japan) |
| Polikromatski višeslojni, uniformni | | |
| | Dima Mill Zirconia ML | Kulzer GmbH (Njemačka) |
| M3Y | Nacera Pearl Multi-Shade | Doceram Medical Ceramics GmbH (Njemačka) |
| | Prettau 2 Dispersive | Zirkonzahn GmbH (Italija) |
| | Katana Zirconia ML | Kuraray Noritake Dental Inc. (Japan) |
| | Z-CAD One4All Multi | Metoxit AG (Švicarska) |
| | DDcube ONE ML | Dental Direkt GmbH (Njemačka) |
| M4Y | Vita YZ ST Multicolor | Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | Ceramill zolid gen-x | Amann Girschbach AG (Austrija) |
| | CopraSupreme Symphony | Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | Shofu Block Zr Lucent CEREC | Shofu Inc./Adamant Namiki (Japan) |
| | Katana Zirconia Block STML | Kuraray Noritake Dental Inc. (Japan) |
| | Z-CAD Smile Multi | Metoxit AG (Švicarska) |
| | DD cube X2 ML | Dental Direkt GmbH (Njemačka) |
| | Ceramill zolid fx multilayer | Amann Girschbach AG (Austrija) |
| M5Y | Cercon xt ML | Dentsply Sirona (SAD) |
| | CopraSmile Symphony | Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | Vita YZ XT Multicolor | Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | Prettau 4 Anterior Dispersive | Zirkonzahn GmbH (Italija) |
| | Lucent FA | Shofu Inc./Adamant Namiki (Japan) |
| M6Y | Katana Zirconia UTML | Kuraray Noritake Dental Inc. (Japan) |
| | Nacera Pearl Q3 Multi-Shade | Doceram Medical Ceramics GmbH (Njemačka) |
| Polikromatski višeslojni, hibridni | | |
| | IPS e.max ZirCAD Prime | Ivoclar Vivadent AG (Lihtenštajn) |
| | Prettau 3 Dispersive | Zirkonzahn GmbH (Italija) |
| M3Y-5Y | Tanaka Enamel ZR Multi 5 | ATD Japan Co., Ltd. (Japan) |
| | Zivino | Yoshida Dental Co., Ltd./Adamant Namiki (Japan) |
| | Lucent Supra | Shofu Inc./Adamant Namiki (Japan) |
| M3Y-4Y | Sakura Zirconia | Straumann Japan/Adamant Namiki (Japan) |
| M4Y-5Y | CopraSupreme Hyperion | Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG (Njemačka) |
| | IPS e.max ZirCAD MT Multi | Ivoclar Vivadent AG (Lihtenštajn) |

4. SVOJSTVA CIRKONIJA

Cirkonij (ZrO_2), „keramički čelik“, ima optimalna svojstva za dentalnu upotrebu, uključujući vrhunsku žilavost, čvrstoću i otpornost na zamor, uz izvrsna svojstva habanja i biokompatibilnost. Njegova su kemijska, fizička, mehanička, estetska, biološka i tehnološka svojstva za izradu krunica, mostova i kolčića, dobro poznata i priznata, a sve je češće materijal izbora u implantoprotetskim rješenjima (1).

4.1. Fizička svojstva

Toplinska svojstva cirkonija su izrazito specifična, a među dentalnim restaurativnim materijalima cirkonij ima izrazito nisku toplinsku vodljivost (aluminij, 32 W/mK; kvarc, 10,7 W/mK i cirkonij, 2,5 W/mK). Koeficijent toplinskog širenja u rasponu od 25 do 500 °C je oko $10 \times 10^{-6}/^{\circ}C$ i nema značajne razlike ovisno o sadržaju itrija. Razlog je što u navedenom temperaturnom rasponu nema kristalne transformacije, a koeficijent toplinskog širenja uglavnom ovisi o jačini atomske veze. Nasipna gustoća cirkonija je oko 6 i nema značajne razlike ovisno o sadržaju itrija. Translucencija cirkonija je jasno niža od staklokeramike. U slučaju staklokeramike, kristalne čestice su raspršene u staklenoj matrici, a raspršivanje svjetlosti je malo zbog male razlike u indeksu loma između stakla i disperziranih kristala kao što su litijev disilikat, leucit i/ili obložna keramika. S druge strane, 3Y-TZP je polikristal optički anizotropnih tetragonalnih cirkonijevih čestica, a raspršenje svjetlosti će se vjerojatno dogoditi na granicama zrna. Nadalje, konvencionalni cirkonij ima relativno visok udio glinice (0,25-0,5 tež%), a mala količina čestica aluminijevog oksida se talože između zrna kristala cirkonija (9).

Indeks loma svjetlosti glinice je 1,76, što je 18% ili više, a što je manje od indeksa loma svjetlosti cirkonija (2,15), a čak i kod male količine oborina dolazi do raspršivanja svjetlosti. To ukazuje da kompozitni materijali, kao što su ATZ i NanoZR, pokazuju prilično nisku prozirnost, s obzirom na to da ATZ i NanoZR sadrže 20 do 30 vol. % glinice. Čak i s istim sadržajem itrija, 3Y ima nizak udio glinice (manje od 0,05 tež%) tako da ima veću svjetlosnu translucenciju od konvencionalnog cirkonijevog oksida.

Tetragonalna faza čini gotovo 100% visokoprozirnog 3Y-TZP, a oko 30% kubične faze miješa se u PSZ visoke čvrstoće 4Y-PSZ s povećanjem itrija, što rezultira visokom prozirnošću. Nadalje, kubična faza raste na oko 50% u visokoprozirnom 5Y-PSZ. Budući da se sadržaj itrija povećava i dio tetragonalne faze postaje kubična faza, koja je optički izotropna, raspršenje svjetlosti na granicama zrna se smanjuje i prozirnost se poboljšava (9).

Cirkonij pokazuje veću radioprozirnost od titana i aluminija. Između dvije vrste cirkonija, radioprozirnost NanoZR je nešto niža od one 3Y-TZP. To je zbog toga što NanoZR sadrži 30 vol.% glinice i njegova je gustoća također nešto niža od gustoće 3Y-TZP. Zaključeno je da radioprozirnost dentalne keramike i metala jako ovisi o fotoelektričnoj apsorpciji u općim uvjetima dentalne radiografije. Cirkonij pokazuje visoku radioprozirnost zbog svog inherentno visoko učinkovitog atomskog broja i gustoće, pri čemu se mogu dobiti radiografske slike visokog kontrasta za dijagnozu (9).

4.2. Mehanička svojstva

Cirkonijevu oksidnu keramiku karakterizira izrazita tvrdoća (HV 1200), savojna čvrstoća (1000-1300 MPa) te lomna žilavost (9-10 MPa). Takva svojstva su posljedica čistoće materijala, točno određene veličine i raspodjele kristala, industrijskog sinteriranja i vrućeg izostatičkog prešanja te fine zrnate metastabilne mikrostrukture. Mehanička svojstva najvećim dijelom ovise o veličini zrna (6,9) (Slika 3.).

| KARAKTERISTIKE | |
|---------------------------------|---------------------------|
| GUSTOĆA | 6.05 g/cm ³ |
| TVRDOĆA | 1200 HV |
| SAVOJNA ČVRSTOĆA | 900- 1200 MPa |
| ČVRSTOĆA LOMA | 2000 MPa |
| LOMNA ŽILAVOST | 7- 10 MPam ^{1/2} |
| YOUNGOV MODUL ELSTIČNOSTI | 210 GPa |
| KOEFICIJENT TERMALNE EKSPANZIJE | 11x10 ⁻⁶ 1/K |

Slika 3. Fizička i mehanička svojstva dentalnog cirkonija.

Tvrdoća dentalnog cirkonija je gotovo konstantna, iako njegova čvrstoća na savijanje opada s udjelom itrija (9).

Čvrstoća na savijanje je važno mehaničko svojstvo koje pomaže u predviđanju performansi lomljivih materijala. Može se definirati kao konačna sila potrebna za uzrok i na njega snažno utječe veličina i broj nedostataka na površini ispitanog materijala. Glodanje može dovesti do zaostalih površinskih tlačnih naprezanja koja mogu značajno povećati otpornost cirkonijeve keramike. S druge strane, jako trošenje može uzrokovati

duboke nedostatke, koji djeluju kao područja koncentracije naprezanja. Za dobivanje krunica i mostova Y-TPZ sustava koji povećava čvrstoću i pouzdanost potrebno je razviti alternativne metode, kao što je djelomično sinterirana metoda izrade keramike, kao i postupke bez habanja. Još jedna važna činjenica je da nakupljanje mikropukotina koje proizlaze iz opterećenja u vodenom okruženju (kao što je ono koje se nalazi u usnoj šupljini), može uzrokovati površinske defekte koji djeluju kao pojačivači napetosti u područjima lokalne koncentracije, olakšavajući početak loma pod niskim razinama primijenjenih naprezanja (7).

Žilavost loma definirana je kao razina kritičnog naprezanja pri kojem se određeni defekt počinje razvijati. Ovo svojstvo ukazuje na sposobnost materijala da se odupre brzom širenju pukotina i katastrofalnom lomu. Kod cirkonijevog oksida, proces fazne transformacije izaziva tlačno naprezanje na vrhu pukotine i smična naprezanja koja djeluju protiv polja naprezanja stvorenog u ovom području. Dodatak oksida stabilizira transformaciju sustava cirkonijevog oksida u tetragonalnoj fazi i zadržava sloj tlačnih naprezanja, što rezultira stvaranjem čvršćeg stabiliziranog tetragonalnog cirkonijevog polikristala (7).

Materijal od cirkonija je izvanredno jak u tvrdoći i u čvrstoći na savijanje u usporedbi s drugim restaurativnim materijalima. Vrijednosti lomne žilavosti 5Y smanjuju se za oko 50% od vrijednosti 3Y sa sadržajem kubične faze zbog povećanja sadržaja itrija. Čvrstoća loma uvelike ovisi o naprezanju u induciranoj faznoj transformaciji i opada sa sadržajem kubične faze koja ne stvara ovu transformaciju. Vrijednost žilavosti loma je indeks udarne čvrstoće, a niska vrijednost žilavosti loma znači nisku udarnu čvrstoću. Stoga, s obzirom na to da je čvrstoća 5Y dentalne nadoknade manja u odnosu na onu 3Y, potrebno je razmotriti podebljavanje 5Y nadomjestaka u odnosu na 3Y. Ipak, 5Y ima veću čvrstoću na savijanje i veću žilavost loma od staklokeramičkih materijala kao što je litijev disilikat (9).

4.3. Martenzička transformacija

Cirkonijev oksid je polimorfni materijal u obliku bijeloga praha koji se javlja u tri alotropske modifikacije. Monoklinska faza je stabilna na sobnoj temperaturi do temperature od 1170°C pri kojoj prelazi u tetragonsku fazu koja je stabilna do temperature od 2370°C te zatim prelazi u kubičnu fazu koja postoji do točke taljenja na 2680°C.

Povratna transformacija moguća je zbog promjene temperature, isparavanja, neodgovarajuće obrade, nekvalitetnoga sinteriranja ili do nje dolazi uslijed nepravilnih toplo-tlačnih postupaka, loše manipulacije, degradacije fizikalnim i kemijskim čimbenicima i pod utjecajem vlage. Prilikom hlađenja, transformacija iz tetragonalne u monoklinsku fazu počinje na 1052°C, dostiže vrhunac na 1048°C i završava na 1020°C, što se naziva martenzična transformacija. Tijekom ove transformacije jedinična jezgra monoklinske konfiguracije zauzima oko 4% više volumena od tetragonalne konfiguracije, što je relativno velika promjena volumena, a taj porast volumena dovodi do porasta naprezanja koje dovodi do pojave mikropukotina. Kroz mikropukotine penetrira voda koja dovodi do razaranja površine nadomjeska. Takav nadomjestak postaje nestabilan, narušavaju se njegova mehanička svojstva i posljedično smanjuje otpornost na lom (1,5-7,10,16).

4.4. Transformacijsko očvršćenje/kaljenje

Cirkonijev oksid se stabilizira na način da mu se dodaju različiti oksidi koji djelomično ili potpuno sprječavaju martenzičku transformaciju. Zbog transformacije dolazi do promjene volumena materijala od 3 do 4% te izrazitog očvršćenja zbog čega se ovaj fenomen zove transformacijsko očvršćenje ili fazna transformacija izazvana naprezanjem i razlog je zašto cirkonij ima iznimno veliku čvrstoću unatoč tome što je keramika. Transformacijsko očvršćenje se objašnjava sposobnošću cirkonijevog oksida da zaustavi širenje pukotine. Propagacija pukotine dovodi do stvaranja vlačnog naprezanja. Zbog nestabilne strukture dolazi do pretvorbe tetragonalnog u monoklinski strukturni oblik. Kristali su veći u monoklinskoj fazi i oni pritišću vrh pukotine. Vlačno naprezanje se tada mijenja u tlačno i širenje pukotine se zaustavlja. Tetragonalna faza je stabilizirana pri nižim koncentracijama od kubične faze. Drugi način stabilizacije tetragonalne faze na sobnoj temperaturi je smanjenje veličine kristala (kritična prosječna veličina zrna je $<0,3 \mu\text{m}$). Taj učinak pripisuje se razlici površinske energije (1,5-7,16,17).

4.5. Kemijska svojstva

Među kemijskim svojstvima, fenomen *low temperature degradation* (LTD), starenje ili degradacija, pri niskim temperaturama snažno ovisi o kristalnoj fazi zbog sadržaja itrija. LTD je fenomen u kojem se tetragonalna faza pretvara u monoklinsku fazu kada se zagrijava u prisutnosti vlage. Općenito se procjenjuje ubrzanim testom na 121 i/ili 134°C, jer je promjena najveća pri temperaturi od 200°C do 300°C i iznimno je spora na oralnoj temperaturi (2,4-7,9,10,14,16,17).

Autori su izvijestili da je NanoZR na 121°C značajno manje osjetljiv od 3Y. S obzirom na rezultate, izgledno je da je glinica u NanoZR-u potisnula razgradnju. Također, objavljeno je da su zrna glinice glavni čimbenik u otporu volumnoj ekspanziji cirkonijevih zrnaca povezanih s LTD-om (9).

U jednom istraživanju su ocijenjeni LTD-i različitih cirkonija u širokom temperaturnom rasponu, između 37 i 134°C, u rasponu do 5 godina. Budući da se tetragonalni sadržaj smanjuje kako se povećava sadržaj itrija, ne samo da se smanjuje količina monoklinske faze proizvedene zbog LTD-a, već se povećava i strukturna stabilnost tetragonalne faze, pa je manja vjerojatnost da će se LTD pojaviti. Naglo se smanjuje u 4Y, a jedva se javlja u 5Y. LTD će se najvjerojatnije pojaviti kod 3Y. Međutim, čak i uz isti sadržaj itrija, 3Y-TZP ima malo više glinice i LTD je potisnut. Procjenjuje se da čak i 3Y ima dovoljnu dugotrajnost u oralnom okruženju ako je zrcalno poliran. Autori su izvijestili da kada su tri tipa 3Y ostavljeni u fiziološkoj otopini na 37°C tijekom 5 godina, prosječna količina proizvedene monoklinske faze bila je samo 4,8%. To znači da desetljećima nema jakog propadanja u usnoj šupljini (9,14).

Na intraoralnim temperaturama, cirkonij ima izvrsnu kemijsku postojanost i rijetko ga erodiraju kisele i alkalne otopine. Potvrđeno je da je površina cirkonija (3Y i NanoZR) vrlo otporna na anorganske kiseline kao što su dušična kiselina, klorovodična kiselina, sumporna kiselina i fosforna kiselina pri 60°C. Međutim, nakon namakanja u 6%, 12% i 24% otopinama fluorične kiseline na sobnoj temperaturi, površina cirkonija je

erodirana pri višim koncentracijama kiseline. Visoko prozirni cirkonij (3Y i 5Y) ponašao se slično. U blagim okruženjima kao što su otopine 4% mliječne kiseline (pH 1,9) i kalijevog hidroksida (pH 12,6) površina cirkonija (3Y i 5Y) nije se značajno promijenila nakon 30 dana na 60°C, dok su staklokeramika i hibridne smole pokazale ozbiljna oštećenja. U fiziološkoj otopini pri 90°C staklokeramika i hibridne smole pokazale su slično otapanje, ali cirkonij nije pokazao promjene. Kada se autoklavira na 134°C, staklokeramika i hibridne smole pokazale su malo otapanja, a cirkonij nije pokazao nikakve promjene (9,14).

Znanstvenici su određivali dvoosnu čvrstoću na savijanje tri litijeva disilikata koji se mogu prešati u zraku i vodi na sobnoj temperaturi u usporedbi s 5Y visoko prozirnim cirkonijem. Biaksijalna čvrstoća na savijanje tri staklokeramike u vodi bila je oko 20% niža od vrijednosti onih u zraku. Međutim, biaksijalna čvrstoća cirkonija na savijanje u vodi nije bila statistički značajna kao vrijednost u zraku (9,14).

Stoga se zaključuje da cirkonij ima visoku vodootpornost, hidroliza u vodi na intraoralnim temperaturama se gotovo ne događa, a čvrstoća se ne smanjuje. Može se zaključiti da se kemijska reaktivnost cirkonija povećava s povećanjem temperature kao što je prethodno već navedeno. Međutim, ponovno je potvrđeno da cirkonij ima izvrsnu kemijsku postojanost pod istim uvjetima ispitivanja u usporedbi s drugim materijalima (9).

4.6. Svojstva abrazije

Cirkonij je nedvojbeno najtvrdi materijal korišten za restauraciju zuba. No, smatra se da su tvrdoća nadomjestaka i trošenje suprotnih zuba nebitni. U slučaju istrošenosti zuba, ono se objašnjava kao atricija na okluzalnom dijelu i istrošenosti na neokluzalnom dijelu, koje nastaje pri abrazivnom trošenju i korozivnom trošenju zbog mliječne kiseline bakterije mutans i kemijskog djelovanja hrane i pića. Abrazivno trošenje ima velik učinak na suprotne antagoniste. Kada je restaurativni materijal tvrd i jak, a površina neravna, tj. kada je velika površina gruba, trošenje suprotnih zuba postaje jako (9).

Staklokeramika ima relativno veliku površinsku hrapavost, dok se na cirkoniju dobiva glatka zrcalna površina. Njegova hrapavost površine ne ovisi o tvrdoći materijala već o mikrostrukturi. Staklokeramika se sastoji od staklene matrice i disperziranih kristalnih čestica, dok se cirkonij sastoji od finih homogenih polikristala cirkonija. Postoje mnoga izvješća o tome da je gubitak okluzalne cakline povezan sa zrcalno poliranim cirkonijem minimalan u usporedbi sa staklokeramikom (19,20).

Autori su procijenili ponašanje trošenja mjerenjem koeficijenta trenja. Cirkonij je imao manji koeficijent trenja od hibridne smole i nije se mijenjao, čak i ako se broj trošenja povećao. Promatranjem skenirajućim elektronskim mikroskopom potvrđeno je da se površina cirkonija nije promijenila čak ni klizanjem i da je glatka površina zadržana. Međutim, ovaj učinak ograničen je na glatku površinu cirkonija, a ako je poliranje nedovoljno, koeficijent trenja raste. Nedovoljno poliranje rezultira turpijanjem tvrdog i jakog cirkonija. Stoga, potrebno je prepoznati da cirkonijski nadomjestak ne troši lako suprotne zube samo onda kada je zrcalno poliran (21).

Materijali za brušenje/poliranje i instrumenti za cirkonij postaju sve bolji i bolji. Na trošenje zuba utječu mnogi čimbenici, ali u usporedbi s drugim restaurativnim materijalima, za zrcalno polirani cirkonij može se utvrditi da ima najmanje trošenje na suprotnim zubima (2,9).

4.7. Biološka svojstva

Bakterijska adhezija i nakupljanje plaka na cirkoniju su proučavani *in vitro* i *in vivo*, prvenstveno u usporedbi s titanijem. Postoje brojni izvještaji da cirkonij ima manju bakterijsku adheziju i manje stvaranje biofilma od titanija. U ranim fazama bakterijske adhezije (4 h), hrapavost površine može igrati važniju ulogu u bakterijskoj adheziji od površinske napetosti površine implantata, ali nakon 48h postoje razlike između materijala. Cirkonij je pokazao najveći kontaktni kut među dentalnim nadomjescima i najmanju površinsku energiju. Međutim, na ovaj kontaktni kut uvelike utječe hrapavost površine, odnosno metoda završnog poliranja, a kada je površina zrcalno polirana i glatka, kontaktni kut je velik, a površinska energija mala. Stoga se prijanjanje bakterija na cirkonij može smanjiti zrcalnim poliranjem površine cirkonija dijamantnom pastom (6,9,22,23).

Autori su istraživali staničnu adheziju između epitelnih stanica sluznice i dvaju vrsta cirkonija (3Y i NanoZR), čistog titana i glinice kako bi usporedili prijanjanje između cervikalne regije i gingive dentalne nadoknade. Nije uočena značajna razlika u staničnoj morfologiji, aktivnosti i razini ekspresije adhezijskih molekula ovih epitelnih stanica na površini cirkonija i titanija nakon 1 i 24 h. Kao rezultat toga, zaključeno je da se cirkonij veže na hemidesmosome, slično kao i titanij. Također, i druga prethodna istraživanja su potvrdila da se cirkonij veže na gingivalni epitel u hemidesmosoma (24).

Yamano i sur. su procijenili morfologiju i staničnu proliferaciju ljudskih fibroblasta gingive uzgojenih na četiri površine materijala (cirkonij glatke površine, kiselinom obrađen cirkonij grube površine, titan glatke površine te pjeskareni i kiselinom tretirani čisti titan hrapave površine, testom tijekom 24h i 72h. Glatki cirkonij je pokazao najveću vrijednost proliferacije stanica koja je rasla znatno brže od ostalih površina u oba protekla vremena. Osim toga, glatki cirkonij najpravnomjernije raspoređuje stanice na površini uzorka. Sukladno tome, može se ocijeniti da je epitelna adhezija poboljšana poliranim rubom cirkonija. Ovakvo ponašanje povoljno je za cirkonijeve nadogradnje (25).

4.8. Radioaktivnost

Prah cirkonija sadrži male količine radionuklida iz niza aktinida uran-radij (^{226}Ra) i torij (^{228}Th) (5,7). Zbog ovih radioaktivnih nečistoća, ranih 1990-ih godina pojavila se različita zabrinutost oko korištenja cirkonijske keramike. Nakon postupaka pročišćavanja mogu se postići cirkonijski prahovi s niskom radioaktivnošću ($< 100\text{ Gyh-1}$). Te su vrijednosti ispod europskih granica radijacije za vanjsku izloženost ljudskog tijela ili za lokalnu unutarnju izloženost organa i tkiva i usporedive s onima za aluminijsku keramiku i kobalt-krom (Co-Cr) legure. Nakon pročišćavanja, koncentracija urana u prahu cirkonijskog oksida kreće se između 0,001 i 0,007 Bq/g, (maks.: 1,0 Bq/g prema ISO 6872). Stoga su razine zračenja komercijalno dostupnih cirkonijskih prahova u skladu s preporukama Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja (ICRP) i općenito su niže od normalne radioaktivnosti okoline izazvane prirodnim zračenjem. Preporuka je da masena aktivnost cirkonijskog praha koji se koristi za keramiku kirurške kvalitete bude niža od 200 Bq/kg. Masena aktivnost trenutnog cirkonijskog praha puno je niža od aktivnosti ljudske koštane mase (20–50 Bq/kg), što otprilike odgovara sadržaju radionuklida od 1 ppm (0,0001%) ili manje. Budući da se radioaktivnošću Y-TZP keramike može učinkovito upravljati postupcima pročišćavanja u skladu s odgovarajućim standardima, Y-TZP se može smatrati prikladnim za biomedicinske primjene. Međutim, visoko se preporučuje da se svaki prah cirkonijskog oksida provjeri prije upotrebe za biološke primjene i redovito kontrolira (5).

5. CIRKONIJ- OKSID KAO MATERIJAL IZBORA U IZRADI SUPRASTRUKTURA

Današnji zahtjevi pacijenata za visoko estetskim restauracijama bez metala su sve veći čak i u stražnjem dijelu usta, gdje se primjenjuje veliko žvačno opterećenje. Izvršna mehanička svojstva cirkonijevog oksida proširila su kliničku upotrebu od pojedinačnih krunica i prednjih fiksnih zubnih mostova kratkog raspona do izrade višejedinčnih okvira, okvira dugog raspona i cijelog luka, kao i implantata, nosača i složenih suprastruktura implantata za podupiranje fiksnih i mobilnih proteza. Danas postoje mnoge kombinacije materijala za suprastrukturu implantata. Osobito u slučaju složenih rehabilitacija u oba luka, važno je osigurati jednoliku otpornost na trošenje okluzalnih površina izbjegavajući kombinacije različitih materijala (26-28).

5.1. Cirkonij-oksidne nadogradnje na implantatima

Nadomještanje zuba koji nedostaje u prednjoj zoni krunicom na implantatu zahtjevno je zbog bioloških, mehaničkih, a osobito i iz estetskih razloga. Kako bi se riješila sivkasta boja periimplantatne sluznice titanijskih implantatnih nadogradnji potaknuta je upotreba zamjene s cirkonijevim oksidnim nadogradnjama. Cirkonijev oksid je bio omiljeni materijal zbog boljih mehaničkih svojstava od druge keramike kao što je glinica (27). Trenutačne mogućnosti dizajna uključuju nadogradnje s obzirom na materijal izrade (titanijski, kirurški nehrđajući čelik, zlatni, cirkonijev oksidni i *peek*) i s obzirom na način izrade (tvorničke/konfekcijske cirkonijske i individualne virtualno oblikovane cirkonijske CAD/CAM nadogradnje te hibridne cirkonijske nadogradnje lijepljene na titanijsku bazu) (3,28).

Postoje četiri generacije keramičkih nadogradnji. Između 1993. i 2013. godine predstavljene su različite generacije dentalnih nadogradnji, jednokomponentne monolitne tvorničke (1.generacija), CAD/CAM jednokomponentne monolitne (2.generacija), dvokomponentne hibridne s odvojenom krunicom (3.generacija) i posljednja je ona predstavljena 2013. godine, a to je dvokomponentna hibridna nadogradnja/krunica u jednom (4. generacija) (28).

5.1.1. Jednodijelne monolitne cirkonijske nadogradnje

Jednodijelne CAD/CAM nadogradnje bez ljepljive baze izrađene su od monoblokova, poput titanijskih. Danas su sirovina koja se gotovo isključivo koristi u tu svrhu poluproizvoda od cirkonijevog oksida, sučelje između implantata i nosača će biti stvoreno tijekom procesa industrijske proizvodnje. Vanjska geometrija se izrađuje po narudžbi iz obrasca na temelju podataka o dizajnu ili prema voštanom uzorku. U nekim slučajevima još uvijek se može izvršiti određena količina preinaka korištenjem, na primjer, odgovarajuće keramike za sinteriranje (3).

Naznačene su za upotrebu u estetskoj zoni. Njihova translucencija slična je prirodnom dentinu, a kombinacijom sa staklokeramičkim krunicama postiže se izuzetno prikladna estetika (29,30). Međutim, u usporedbi s implantatnim nadogradnjama s metalnom potporom, njihova je čvrstoća značajno manja (31,32). To vrijedi i za referentne dvodijelne cirkonijske hibridne nadogradnje na titanijskoj adhezivnoj bazi kao i za jednodijelne titanijske nadogradnje identičnog oblika (33,34). Potreban dizajn vijka također uzrokuje veću učestalost otpuštanja vijka. Kao rezultat toga, mogu se pojaviti mikropokreti monolitne cirkonijske nadogradnje koji mogu uzrokovati trajna oštećenja važnih struktura i geometriju implantata (35).

Klinički gledano, vertikalna visina restauracije (RVH, mjereno od ramena implantata do maksimalne visine suprastrukture) i dizajn spoja implantata (vanjski ili unutarnji) čine se važnim čimbenicima uspjeha (33,36,37).

U kliničkoj studiji analize 965 cirkonijskih nadogradnji, primijećena je značajno viša stopa prijeloma tijekom 6 godina, u prosjeku, za monolitne cirkonijske nadogradnje s unutarnjim spojevima implantata. Osim toga, autori su identificirali RVH iznad 13mm kao rizičan, a posebno kada je u kombinaciji s parafunkcijskim navikama. RVH veći od 13mm često se javlja u prednjoj regiji i češći je kod implantata na razini kosti nego kod implantata na razini tkiva (37).

Prednosti su što je potrebna ograničena ili nikakva prerada keramičke nadogradnje, odnosno malen je rizik od oštećenja materijala, nadogradnje su sličnije boji zuba i imaju prednost u estetskoj zoni te izvrsnu kompatibilnost s tkivom u osjetljivom prijelaznom području od implantata do suprastrukture (3).

Nedostaci su povećan rizik od prijeloma zbog koncentracije napreznja, osobito kod unutarnjih spojeva implantata, moguće koncentracije napreznja izazvane izravnim kontaktom između vijka nosača i keramičkog materijala, poseban dizajn vijka s ravnom geometrijom donje strane glave vijka koji povećava rizik od odvrtnja i gubitka vijka te izravan kontakt izuzetno tvrde keramike s osjetljivom titanijskom strukturom implantata nosi rizik od trajnog oštećenja važnih aspekata geometrije implantata (3).

5.1.2. Dvodijelne cirkonijske nadogradnje s bazom (hibridne nadogradnje)

Kako bi se izbjegao izravan kontakt tvrde cirkonijske nadogradnje (tvrdoća po Vickersu: približno 1200) i osjetljivih titanijskih struktura implantata (tvrdoća po Vickersu: približno 384), brzo su razvijeni alternativni koncepti koji su olakšali prijenos titana na sučelja od titana bez odricanja od mogućnosti korištenja keramičkih nosača (3,35,37).

Potpuno keramičke CAD/CAM nadogradnje koje se lijepe na titanijsku bazu (hibridne nadogradnje) obično se proizvode u zubotehničkom laboratoriju ili proizvodnom centru (npr. Bego Medical) od prethodno sinteriranog cirkonija. U tu svrhu mogu se koristiti blokovi izrađeni od prethodno sinteriranog cirkonijevog oksida, a to su poluproizvodi koji već uključuju geometriju spoja između nadogradnje i adhezivne baze (3).

U prvom koraku, vanjska geometrija prethodno sinteriranog cirkonijevog bloka se melje, a zatim gusto sinterira. U drugom koraku se lijepi na titanijsku bazu kako bi se dobila prilagođena cirkonijska nadogradnja (38). Same baze proizvedene su od titanija zbog čega imaju istu preciznost pristajanja kao konfekcijske nadogradnje od titanija. Sučelje između titanijske baze i nadogradnje od cirkonijevog oksida obično je opremljeno antirotacijskim elementima koji sprječavaju okretanje nadogradnje i

lijepljenje titanijske baze u pogrešnom položaju. U trećem koraku se izrađuje krunica koja se cementira intraoralno (3).

Prednosti su smanjen rizik od popuštanja vijka zbog stožaste geometrije donje strane glave vijka nadogradnje te smanjen rizik od vlačnog naprezanja unutar keramičke nadogradnje, s obzirom na to da nema izravnog kontakta između vijka nadogradnje i keramičke komponente. Cjelokupni proizvodni proces CAD/CAM nadogradnje može se izvesti u laboratoriju ili ordinaciji i ne zahtijeva usluge centra za glodanje i zaštitu geometrije i strukture implantata jer je sučelje dizajnirano na način da se postavi titanij na titanij (3).

Nedostaci su potrebno dodatno vrijeme i napor za ručno cementiranje prilagođene nadogradnje na bazu od titanija, opasnost od gubitka retencije zbog nepravilnog cementiranja te to što se kompozitni cementni spoj između baze od titanija i cirkonijske nadogradnje postavlja u osjetljivo prijelazno periimplantno područje (ali se može polirati u laboratorijskim uvjetima) (3).

Odvojena krunica u boji zuba može se odmah izraditi, zajedno s hibridnim nosačem, u zubotehničkom laboratoriju. Alternativno, može se proizvesti u drugom koraku nakon što je nadogradnja umetnuta *in situ* i uzet je precizan otisak. Drugi postupak može biti složeniji, ali je sigurniji, s obzirom na to da se rubni rub preparacije može ponovno provjeriti u prisutnosti stvarnog mekog tkiva i ispraviti ako je potrebno, a sve pogreške u prijenosu koje su se mogle pojaviti tijekom prvog otiska se mogu ispraviti, poboljšavajući okluzalno i aproksimalno pristajanje krunice (3).

Za konačno cementiranje definitivne krunice autori preferiraju klasične staklenoionomerne cemente (kao što su Fuji Cem tvrtke GC, Ketac Cem tvrtke 3M ili Vivaglass Cem tvrtke Ivoclar Vivadent) jer omogućuju sigurno uklanjanje viška materijala. Takvi cementi osiguravaju dostatnu retenciju za krunice na implantatima (39,40).

5.2. Cirkonij- oksidne krunice na implantatima

Dvoslojne pojedinačne krunice od cirkonijevog oksida s obložnom keramikom na implantatima pokazale su bolju estetiku od metal-keramičkih krunica. Stopa 5-godišnjeg preživljavanja iznosila je 97,6% za restauracije na bazi cirkonijevog oksida bez značajnih razlika u preživljavanju s metal-keramičkim krunicama. Učestalost lomljenja obložne keramike bila je slična među skupinama materijala (2,9% metal-keramika, 2,8% cirkonij-keramika) (41). Sailer i sur. istraživali su fiksne mostove na implantatima od cirkonijevog oksida s obložnom keramikom i pronašli značajan rizik za lomove okvira i lomljenje obložne keramike (42).

Ovo otkriće dovelo je do istraživanja monolitnih cirkonijskih krunica kako bi se smanjio rizik koji omogućuje pečenje obložne keramike. U jednom sistematskom istraživanju monolitni nadomjesci pokazuju vrlo visoko preživljavanje u kratkoročnom vremenu (1-5 godina), a monolitne krunice na implantatima pokazale su stopu preživljavanja od 99,84% sa samo 1 slučajem frakture. Stopa preživljavanja za pojedinačne krunice na implantatima je iznosila 100%, a za fiksne monolitne mostove stražnjih manjih segmenata na implantatima iznosila je 99,60% (43).

In vitro istraživanja pokazala su otpornost monolitnih cirkonijskih krunica u odnosu na dvoslojne cirkonijske krunice (44). Osim toga, kratkoročne publikacije prikaza serije slučajeva (1-3 godine) monolitnih cirkonijevih rekonstrukcija na implantatima (63 implantata koji podupiru pojedinačne i višestruke nadomjestke) i zubima nisu otkrila razlike u biološkim ili tehničkim komplikacijama (45).

Za krunice na implantatima nisu zabilježeni lomovi ili pukotine niti slučaj odvajanja titanijske baze. Nadalje, tribološka ispitivanja pokazala su da polirani cirkonijev oksidni nadomjesci proizvode manje kontaktno trošenje suprotne cakline od glinične keramike (46,47). To je vjerojatno rezultat homogene površine jer se prilikom korištenja tekućine za bojenje i glaziranje vidi slično trošenje kao kod glinične keramike (48).

Kada je u pitanju usklađivanje boja, kod monolitnog cirkonijevog dioksida primijećen je nedostatak translucencije što dovodi do veće neprozirnosti te ih je poželjnije stavljati na stražnje segmente. Preporuka bi bila postavljanje obložne keramike s bukalne strane krunice tehnikom *cut back*, kako bi se poboljšala estetika (49).

Pozornost je također posvećena točnosti pristajanja i rubnoj prilagodbi CAD/CAM monolitnih rekonstrukcija u usporedbi s konvencionalnim navoštavanjem, lijevanjem i pečenjem obložne keramike na metal. Euan i sur. napravili su procjenu rubnog pristajanja krunica cirkonijevog dioksida s dva načina skeniranja i dva načina izrade ruba krunice i izvijestili su da su srednje vrijednosti za rub s kosinom od 45°, u odnosu na rub s kosinom od 90°, unutar kliničke prihvatljivosti (50).

Jedno ispitivanje je procijenilo digitalnu izradu monolitne cirkonijske krunice i analogni tijek rada metal-keramičke krunice za pretkutnjake i molare te nakon godinu dana praćenja nije bilo razlike u kliničkim ili radiografskim ishodima, a pacijenti su preferirali smanjeno aktivno vrijeme liječenja i troškove digitalne izrade (51).

5.3. Čvrstoća loma cirkonij-oksidnih nadogradnji i monolitnih krunica

U jednom istraživanju napravljena je procjena čvrstoće dvaju litijevih disilikatnih nadogradnji u usporedbi s cirkonijskom. IPS e.max CAD® i IPS e.max Press® (Ivoclar Vivadent) korišteni su za litijevu disilikatnu nadogradnju, a inCoris ZI® (Dentsply Sirona, 3Y-HA) korišten je za nadogradnju od cirkonija. Tri vrste nadogradnji su cementirane ResiCem® (Shofu) cementom na titanijsku bazu (Sirona). Svaka nadogradnja pričvršćena je na repliku platforme Nobel Biocare i zategnuta moment ključem sa 16 N/cm. Sve keramičke krunice za premolar izrađene su s IPS e.max Press®-om i cementirane s ResiCem® (Shofu) cementom na nadogradnje. Za svaku skupinu korišteno je pet uzoraka. Uzorci su opterećeni do loma u univerzalnom stroju za ispitivanje pri 0,5 mm/min brzine. Krunice izrađene od litijevih disilikata su slomljene i nije bilo značajnih razlika u sili loma između dvaju keramičkih nadogradnji. Međutim, načini loma bili su različiti ovisno o materijalima za nadogradnju. Iako se čini da je izvor prijeloma u krunici IPS e.max Press® za sve tri vrste nadogradnji, one

izrađene od dvaju vrsta litijevih disilikata su u potpunosti slomljene, a nadogradnje od cirkonija nisu oštećene (9).

Također, u istom istraživanju procijenili su lomnu čvrstoću triju vrsta monolitnih cirkonijskih krunica na titanskoj bazi, visokoprozirni TZP (Adamant HT®, 3Y), polikromatski, višeslojni i hibridni cirkonij (Adamant Zivino®, M3Y-5Y) i visokoprozirni PSZ (Adamant UT®, 5Y) za maksimalni pretkutnjak. Tri vrste monolitnih cirkonijskih krunica su cementirane ResiCem®-om (Shofu) cementom na titanskoj nadogradnji (Nobel Biocare) i pričvršćene na repliku implantata vijkom. Među monolitnim krunicama od cirkonija, krunica 3Y pokazala je najveću čvrstoću loma 3303N (± 660 N), a obje krunice M3Y-5Y i 5Y pokazale su istu čvrstoću, na 2468N (± 709 N) odnosno 2404N (± 580 N). Svi su uzorci slomljeni na opterećenoj jezičnoj kvržici cirkonijske krune. To znači da čvrstoća krunice ovisi o čvrstoći materijala kvržice, što ukazuje da je čvrstoća krunice M3Y-5Y bila gotovo jednaka kao i 5Y krunice jer je sastav kvržice krunice M3Y-5Y (9).

Rohr i sur. su izvijestili da je pronađena jaka korelacija između opterećenja na lom i žilavosti na lom svake keramičke krunice na implantatu od cirkonija. Stoga se zaključuje da lomna čvrstoća suprastruktura jako ovisi o čvrstoći krunica na okluzalnoj kontaktnoj regiji. To sugerira da se kod krunica treba odabrati adekvatan cirkonij, ovisno o tome je li prioritet čvrstoća ili estetika te uzimajući u obzir okluzalnu silu (9).

El-S'adany i sur. odredili su čvrstoću prijeloma tri vrste nadogradnji (titanij, cirkonij i aluminij) s cementiranom IPS e.max Press krunicom za premolar na titanskom implantatu pričvršćenom titanskim vijkom. Utvrđeno je da su rezultati skupine s aluminijskim implantatnim nadogradnjama pokazali vrijednosti statistički značajno niže u odnosu na druge dvije skupine. To sugerira da bi se cirkonij trebao koristiti kao nadogradnja u bezmetalnoj restauraciji (9).

5.4. Mostovi s kompletnim lukom od cirkonij-oksida na implantatima

Mostovi s fiksnim implantatima na luku maksile ili mandibule naširoko su korišteni kao tretman liječenja bezubosti sa stopom preživljavanja implantata preko 90% uz praćenje do 10 godina (52).

Tradicionalni mostovi za obnavljanje bezubog luka dizajnirani su s metalnim okvirom i akrilatnim zubima. Međutim, visok postotak tehničkih komplikacija povezanih s protezom (lomovi akrilatnih ljuskica te trošenje zuba i lomovi protetskog okvira) prijavljen je u kratkoročnim kao i u longitudinalnim studijama (53-55). Osim toga, pokazalo se da fiksni metal-akrilatni mostovi imaju lošu gingivalnu estetiku i privlače potencijalno štetan biofilm (56-58).

Metal-keramički mostovi također su korišteni za obnavljanje bezubih pacijenata, ali iako su zabilježene visoke stope preživljavanja implantata u 10-godišnjem praćenju, samo približno 10% nije imalo tehničkih ili bioloških komplikacija nakon 10 godina (59).

Pojava računalno potpomognutog dizajna i računalno potpomognute proizvodnje (CAD/CAM) cjelovitih cirkonskih nadomjestaka pokazala se obećavajućom u kliničkim ispitivanjima s praćenjem od 1 do 5 godina (60,61). U sustavnom pregledu 12 kratkoročnih kliničkih studija, lomovi cirkonijske konstrukcije prijavljeni su s niskom stopom od 1,4%, ali lomljenje obložne keramike je bilo 14,7%. Čini se da ovi podaci ovise o vremenu s obzirom na to da dvogodišnja praćenja ne pokazuju značajne kvarove s ovim dizajnom, ali petogodišnje istraživanje je potvrdno (62,63).

To je potaknulo upotrebu monolitnih cirkonijevih oksidnih mostova s obložnom keramikom u gingivalnoj regiji. Korištenjem ovog protokola dokumentirana je stopa preživljavanja od 99,3% u razdoblju od 5 godina (64).

Iznesene su brojne preporuke kako bi se postigao ovaj povoljan ishod: (a) korištenje visokokvalitetnog cirkonija, (b) pridržavanje laboratorijskog postupka polaganog zagrijavanja i hlađenja cirkonija, (c) osiguranje najmanje 12mm interokluzalnog prostora za cirkonij, (d) ograničavanje mandibularnog prostora na manje od 14mm, a maksilarnog na 8mm, (e) osiguravanje najmanje 3mm debljine cirkonijevog dioksida za pristupne rupe za vijke, (f) korištenje titanskih cilindara proizvođača implantata cementiranih na cirkonij, (g) korištenje analognih akrilatnih prototipa za provjeru prikladnosti, okluzije, estetike i za prilagodbu prije izrade samog rada (64,65).

Monolitni cirkonijski most s gingivalnom obložnom keramikom u usporedbi s metal-akrilatnim mostom nudi smanjene laboratorijske troškove i karakteristike trošenja, vrhunsku trajnost, poboljšano pristajanje zahvaljujući digitalnoj izradi, dostupnost digitalne datoteke za dupliciranje u budućnosti, akrilni prototip proteze za prilagodbu i odobrenje te manje nakupljanje plaka i biofilma (66). Međutim dokumentirano je da je popravak takvog rada nemoguć, a podešavanje i poliranje teško (62).

U novije vrijeme izrađuje se titanska prečka na koju se cementira monolitni cirkonij umjesto toronto mosta koji se kod fiksnih radova na 4 ili 6 implantata izrađuje od metala i akrilata. Protokol za dobivanje proteze s anatomskom komponentom od monolitnog cirkonijevog dioksida cementiranog na prečku od titana dobivenu CAD/CAM sustavom je onaj koji su predložili Scarano i sur. Ovakav postupak ima sljedeće različite prednosti: smanjuje troškove i mogućnost lomljenja te, u slučaju komplikacija, omogućuje ponovno glodanje dizajnirane monolitne cirkonijske komponente i ponovno cementiranje na titanijsku prečku. Bez obzira je li bilo potrebno modificirati izbrušenu prečku ili ne, zbog gubitka implantata, bilo bi dovoljno ponovno izglodati izmijenjenu prečku, ovaj put uz očuvanje cirkonijskog dijela, s obzirom na to da se nakon cementiranja ove dvije komponente lako mogu odvojiti toplinom. Scarano i suradnici također su pokazali, u 16 slučajeva bez neuspjeha ili teških komplikacija, da kompletne proteze fiksirane implantatima izrađene od prečke od titana i cirkonijskih krunica mogu postići izvrsne rezultate nakon 5 godina praćenja. Ograničenja ovog postupka su nedostatak ružičaste gingive čak i u estetskoj zoni. Iz tih razloga, predložena tehnika

ima značajnu indikaciju kod pacijenata ograničenih ekonomskih mogućnosti i bez velikih estetskih zahtjeva (67).

5.5. Mobilna proteza na cirkonij-oksidoj prečki

Prečka koja se koristi za držanje zubnih proteza obično se proizvodi od neplemenitih metala i legure titana, međutim zbog svoje izvrsne biokompatibilnosti, snage i prirodne boje, cirkonij se pojavio kao potencijalni materijal za konstrukciju prečke. Cirkonijska prečka može se jednostavno proizvesti korištenjem CAD/CAM tehnologije, eliminirajući mnoge tehničke procese i pogreške povezane s tradicionalnim tehnikama lijevanja. Nije zabilježena nikakva statistički značajna razlika u pogledu komplikacija pri usporedbi cirkonijev oksidne i kobalt-kromske prečke nakon 3 mjeseca. Međutim, dva su slučaja prijavila odvajanje cementirane cirkonijske prečke od titanske baze abutmenta. Do kvara na spoju titan-cement može doći zbog neadekvatne izolacije tijekom cementiranja. Fosfolipidi iz sline tijekom cementiranja mogu se vezati za površinu prečke i ne dopustiti cementu stvaranje veznih kemijskih veza. Pacijenti su bili zadovoljni s objema vrstama prečki i nije zabilježena značajna razlika između njih. Što se tiče oralne higijene, pacijenti su bili manje zadovoljni kobalt-kromskom prečkom i preferirali su cirkonij prečku zbog glatke površine s poboljšanom lakšom oralnom higijenom i manjim nakupljanjem plaka. Međutim, u studiji treba istaknuti neka ograničenja kao što su mala veličina uzorka i kratkoročna evaluacija. Veći broj pacijenata i dugotrajnije studije bile bi vrijednije (68).

6. RASPRAVA

Cirkonij je klasificiran u 12 vrsta po sadržaju itrija, monokromatskom/polikromatskom, jednolikom/hibridnom sastavu i jednoslojnoj/višeslojnoj strukturi. Cirkonij s većim sadržajem itrija ima veću prozirnost i manju mehaničku čvrstoću. Otpor na lom suprastruktura uvelike ovisi o čvrstoći na okluzalnoj kontaktnoj regiji. To sugerira da se treba odabrati odgovarajući cirkonij, ovisno o tome je li prioritet čvrstoća ili estetika. Niskotemperaturna degradacija cirkonija opada sa sadržajem itrija, ali čak i 3Y cirkonij ima dovoljnu trajnost u oralnom stanju. Iako je cirkonij najtvrdi dentalni materijal, rijetko izlaže antagonističke zube okluzalnom trošenju kada je zrcalno poliran (16).

Cirkonijev oksid najbolji je materijal za subgingivno područje zbog mogućnosti poliranja i najmanjeg privlačenja bakterija. Uspostavljanje kontakta periimplantnog tkiva s protetskim materijalom je preko prijanjanja epitela. Ne postoji izravan kontakt vezivnog tkiva ili fibroblasta s cirkonijevim oksidom ako se koristi nadomjestak s titanijskom bazom. Cirkonijev oksid je najkompatibilniji materijal, a slijede titanij, polirani litijev disilikat i, na kraju, obložna keramika. Svi subgingivni dijelovi cirkonijev oksidne nadogradnje ili nadomjeska pričvršćenog vijkom trebaju biti polirani bez nanošenja obložne keramike i bez pigmentiranja i glaziranja (69).

Razmatrajući nadogradnje, sustavni pregled zaključio je da CAD/CAM nadogradnje pružaju bolju stabilnost mekog tkiva, ali da nema razlike između individualnih i konfekcijskih nadogradnji u mehaničkim ishodima do 12 godina (70).

Zabilježeno je da su cirkonijske hibridne nadogradnje s titanijskom bazom jače od potpuno cirkonijskih (71). Pokazale su otpornost na najveće momente savijanja, dok su unutarnje povezane jednodijelne cirkonijske nadogradnje bile najslabije između ispitanih, tj. istraživanje je pokazalo da udaljenost između spoja implantat/nadogradnja i okluzalne ravnine može značajno utjecati na pojavu momenata savijanja koji mogu biti štetni za dugoročnu prognozu bezmetalnih nadomjestaka (36). Osim toga, jednodijelne cirkonijske nadogradnje koje restauriraju nadomjestke s jednom krunicom na implantatima uskog promjera imaju veću stopu loma od onih spojenih s implantatima redovitog promjera (72). Štoviše, prijavljen je prijevremeni gubitak implantata kod

jednodijelnih cirkonijskih nadogradnji zbog značajnog oštećenja unutarnjeg titanskog spoja (73).

Tamo gdje su žvačna opterećenja velika, individualne CAD/CAM jednodijelne titanijske nadogradnje s keramičkom krunicom su poželjnije izvan estetske zone, odnosno u stražnjoj žvačnoj regiji. One se kasnije mogu obnoviti bezmetalnim krunicama izrađenima od monolitne litijeve disilikatne keramike ili kombinacije cirkonijske oksidne nadogradnje sinterirane s litijevim disilikatnim krunicama pomoću fuzije (*CAD-on* tehnika) (28).

Sučelje između titanijske baze i cirkonijske nadogradnje bilo je pod lupom zbog izvješća o lomu ili odvajanju. Utvrđeno je da je rub u obliku konusa od 30° cirkonijske nadogradnje na bazi od titana u usporedbi s rubom od 90° ili zakošenim rubom od 45° znatno stabilniji u otpornosti na lom između baze od cirkonija i titanija. Preporučuje se dizajn ruba koji se sužava konično prema nazad od 30° (74).

S obzirom na prethodno navedeno, cirkonijske nadogradnje s titanijskom bazom pokazale su visoku stopu preživljavanja i nisu pokazale razliku u odnosu na metalne nadogradnje nakon srednjeg razdoblja promatranja od 5 do 7 godina (75,76).

Statistički značajne razlike između cirkonijskih i titanijskih nadogradnji nisu utvrđene u dubinama sondiranja, recesiji mekog tkiva, krvarenju pri sondiranju, rubnoj razini kosti, mehaničkim komplikacijama i ishodima koje su prijavili pacijenti (77,78). Međutim, cirkonijske nadogradnje su pokazale srednju vrijednost delta E koja je bila znatno niža od titanijskih kod pacijenata koji imaju tanki biotip gingive <2 mm (79).

Kod hipermastikalnih pacijenata koji mogu pokazati sile bruksizma, prag otpornosti na prijelom cirkonijske nadogradnje (737,6N +/- 245) može biti prekoračen (80).

Pokazalo se da su nadogradnje od titanijevog nitrida (zlatne nijanse) otpornije tj. imaju dvostruko opterećenje do loma od cirkonijskog oksida i imaju sličnu estetsku vrijednost ili delta E (11,43 u odnosu na 11,37) kao i cirkonijski (81,82).

S kliničke točke gledišta, posljednjih desetljeća cirkonij je stekao veliku prednost u području bezmetalnih materijala te se uglavnom koristi za obnavljanje prirodnih zuba i oseointegriranih implantata sa solo krunicama i fiksnim mostovima kratkog i srednjeg raspona do 5 elemenata (83-88).

Dvoslojne krunice od cirkonijevog oksida s obložnom keramikom ispitane su nakon petogodišnjeg praćenja u odnosu na metal-keramičke krunice na implantatima za pojedinačne krunice i imale su slične biološke komplikacije i manje estetskih problema. Međutim imale su problem učestalog odlamanja keramike (27).

Dvoslojne krunice od cirkonijevog oksida sa sinteriranim litijevim disilikatom uz monolitne litijeve disilikatne krunice su prikladne kao konačne suprastrukture cementirane na titanijskim ili cirkonijskim hibridnim nadogradnjama. Prema navedenim podacima, ovi materijali imaju način kvara koji štiti implantat, budući da je njihova čvrstoća niža od one monolitnog cirkonijevog oksida (28,89). Kod monolitnih cirkonijskih krunica vidljivo je trajno oštećenje implantata kada se dosegne jako opterećenje, što može rezultirati eksplantacijom u kliničkoj situaciji (28). Litijev disilikat je jak materijal koji može podnijeti okluzijske sile, ali nije biokompatibilan poput cirkonijevog oksida i ne bi ga trebalo upotrebljavati subgingivalno. Cirkonijev oksid i litijev disilikat mogu se spojiti kako bi se kombinirala najbolja svojstva obaju materijala u jednu suprastrukturu (69).

U vezi s fiksnim radovima, osim visokih mehaničkih svojstava materijala, otpornost na lom i klinička izvedba također su snažno povezani s pravilnom strukturom okvira. Navedeno je osobito značajno u slučaju dvoslojnih radova prilikom kojih se mora napraviti "anatomski" dizajn, osiguravajući odgovarajuću potporu i debljinu postave obložne keramike, konektori moraju biti dizajnirani odgovarajućih dimenzija (minimalna površina presjeka: 9, 15 i 25 mm² s 3, 4 i 5 jedinica) i sa zaobljenim međuzubnim dijelovima, kako bi se izbjegli oštri kutovi koji doprinose stvaranju rizične koncentracije stresa (86).

Prisutnost odgovarajuće okluzije relevantan je čimbenik u održavanju učinkovitog žvakanja (90), posljedično, zbog nepostojanja obložne keramike koja bi mogla biti podvrgnuta trošenju tijekom vremena, monolitni nadomjesci mogu biti od pomoći u održavanju okluzalne stabilnosti, osobito kada nedostaju okluzalni kontakti koji su povezani s nastankom temporo-mandibularnog poremećaja (91).

Nedavno su objavljena klinička istraživanja koja se odnose na restauracije punog luka (88). Iako su kratkoročni i srednjoročni rezultati bili ohrabrujući sa stopom uspješnosti od 94,8% nakon 3 godine kliničkog rada za monolitne mostove s punim lukom (84), važno je istaknuti da je sustavni pregled literature izvijestio o 5-godišnjim komplikacijama, stope od 27,6 odnosno 30,5%, za radove cijele čeljusti (92). Štoviše, slojeviti nadomjesci pokazali su 5-godišnje stope uspješnosti znatno niže od monolitnih (60,4% naspram 90,9%) (93).

Posljedično, korištenje cirkonijskih nadomjestaka cijele čeljusti treba uvijek pažljivo procijeniti i potrebna su daljnja dugoročna klinička ispitivanja kako bi se potvrdila učinkovitost njihove upotrebljivosti. Učestalost protetskih komplikacija varirala je ovisno o dizajnu. Mostovi cijele čeljusti imali su najveću vjerojatnost komplikacija, dok su mostovi s jednim segmentom imali najmanju. Mostovi s obložnom keramikom imali su veću vjerojatnost za lomove nego monolitne konstrukcije. Vjerojatnost lomljenja bila je slična za jednodijelne, višejedinične i cirkonijske mostove s cijelim lukom (19).

Konvencionalno lijevane plemenite (zlato ili srebro-paladij) ili legure neplemenitih metala (Co-Cr) su još uvijek najučestalije korišteni materijali za rehabilitaciju punog luka na implantatima, zahvaljujući svojim izvrsnim mehaničkim svojstvima i dokazanoj tehnici koja jamči visoku kliničku izvedbu s optimalnim kliničkim stopama preživljavanja implantata i protetike. Međutim, danas su dostupni različiti alternativni materijali, kao što su titanij, cirkonij i nekoliko polimera, uključujući okvire od karbonskih vlakana koji pružaju otpornost na koroziju, biokompatibilnost i izvrsna mehanička svojstva, sa zadovoljavajućim kliničkim ishodom. Osim toga, kada se koristi CAD/CAM proces izrade, manja je ovisnost o ručnim laboratorijskim postupcima, može se postići bolje i preciznije spajanje okvira i implantata i može se

primijeniti potpuno digitalan tijek rada. Međutim, fiksni mostovi napravljeni od ovih novih materijala nisu bez tehničkih i bioloških komplikacija. Također, mora se naglasiti da na kliničke ishode rehabilitacije snažno utječe ne samo vrsta korištenog materijala, već i dizajn i tehnika njezine izrade. Iz tih razloga preporuča se razvoj standardiziranih protokola i krivulja učenja u proizvodnji (94).

Iako rezultati *in vitro* istraživanja imaju vrlo ograničenu primjenjivost u kliničkim situacijama, oni mogu pružiti važne informacije za odgovarajući odabir materijala. Monolitni cirkonijski mostovi s obložnom keramikom u gingivalnoj regiji dokumentirani su s vrlo niskom stopom neuspjeha implantata i stopom protetskih komplikacija u razdoblju promatranja od 5 godina. Međutim, ovaj modalitet dizajna je osjetljiv na tehniku i zahtijeva precizno planiranje i odgovarajući odabir pacijenata kako bi se postigla trajna visoka stopa uspjeha. Stalna poboljšanja u dizajnu kao i čvrstoći i estetici monolitnog cirkonijevog dioksida, zajedno s više longitudinalnih randomiziranih kontroliranih istraživanja, unaprijedit će širu primjenu cirkonijevih dioksida u implantološkoj protetici (27).

Potrebna su daljnja usporedna klinička istraživanja, a po mogućnosti i randomizirana klinička ispitivanja s duljim vremenom praćenja, kako bi se potvrdila uporaba novih materijala i definirale njihove specifične kliničke indikacije (94).

7. ZAKLJUČAK

Trenutačno, može se zaključiti da je cirkonijev oksid među najsvestranijim materijalima. Digitalni tijekovi rada koji koriste keramičke materijale od cirkonijevog oksida ponudili su pacijentima s implantatima alternativu bez crnog metala s potencijalom za poboljšanu estetiku te vremensku i troškovnu učinkovitost, uz postizanje biokompatibilnosti i odličnih mehaničkih svojstava.

Posljednjih godina sve veća količina dostupnih podataka traži nacrt smjernica za racionalnu upotrebu restauracija, usmjerenih na prednosti i ograničenja specifičnih materijala, uzimajući u obzir mehanička, optička i biološka svojstva.

U međuvremenu, svijet industrije intenzivno radi na novim strategijama s ciljem daljnjeg poboljšanja mikrostrukturnih karakteristika ovih materijala zajedno s uvođenjem novih proizvodnih tehnologija.

8. LITERATURA

1. Bona AD, Pecho OE, Alessandretti R. Zirconia as a Dental Biomaterial. *Materials*. 2015;8(8):4978-4991.
2. Nistor L, Grădinaru M, Rîcă R, Mărășescu P, Stan M, Manolea H, et al. Zirconia Use in Dentistry-Manufacturing and Properties. *Curr Health Sci J*. 2019;45(1):28-35.
3. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayer M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part I: Abutments and cemented crowns. *Quintessence Int*. 2019;50(3):176-184.
4. Madfa A, Fadhel A, Nasser H, Jabr S, Abdullah H. Use of Zirconia in Dentistry: An Overview. *The Open Biomaterials Journal*. 2014;(5):1-9.
5. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009;4(2):130-51.
6. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J*. 2020;39(1):24-36.
7. Volpato C, Garbelotto L, Fredel M, Bondioli F. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. 2011;(17) 398-414. In: Sikalidis C, editor. *Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment*. IntechOpen; 2011. 398-414.
8. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*. 2017;48(5):369-380.
9. Ban S. Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. *Materials*. 2021;14(17):4879.
10. Grech J, Antunes E. Zirconia in dental prosthetics: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*. 2019; (8):4956-4964.
11. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*. 2016;45(48):19194-19215.

12. Nevárez A, Aguilar-Elguezabal A, Orrantia E, Bocanegra-Bernal MH. On the Wide Range of Mechanical Properties of ZTA and ATZ Based Dental Ceramic Composites by Varying the Al₂O₃ and ZrO₂ Content. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*. 2009;27(6):962-970.
13. Arena A, Prete F, Rambaldi E, Bignozzi MC, Monaco C, Di Fiore A, et al. Nanostructured Zirconia-Based Ceramics and Composites in Dentistry: A State-of the Art Review. *Nanomaterials*. 2019;(10):1393.
14. Ban S. Chemical durability of high translucent dental zirconia. *Dent Mat J*. 2020;(1):12-23.
15. Jitwirachot K, Rungsiyakull P, Holloway JA, Jia-Mahasap W. Wear Behavior of Different Generations of Zirconia: Present Literature. *Int J Dent*. 2022;(1):1-17.
16. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019; 19(1):134.
17. Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, Binmahmoud S, Taher H, Elmalky W, et al. Revolution of Current Dental Zirconia: A Comprehensive Review. *Molecules*. 2022;(5):1699.
18. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012; (5):633-645.
19. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*. 2013;109(1):22-29.
20. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand*. 2013; 71(1):102-112.
21. Ghodsi S, Jafarian Z. A Review on Translucent Zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018;26(2):62-74.
22. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, et al. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *J Periodontol*. 2017; 88(3):298-307.

23. Nakazato G, Tsuchiya H, Sato M, Yamauchi M. In vivo plaque formation on implant materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(4):321-326.
24. Okabe E, Ishihara Y, Kikuchi T, Izawa A, Kobayashi S, Goto H, et al. Adhesion Properties of Human Oral Epithelial-Derived Cells to Zirconia. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(5):906-916.
25. Yamano S, Ma AK, Shanti RM, Kim SW, Wada K, Sukotjo C. The influence of different implant materials on human gingival fibroblast morphology, proliferation, and gene expression. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1247-1255.
26. SamarjitSingh T, PrernaHoogan T. All-ceramic materials in dentistry. *The Saint's International Dental Journal*. 2015; (2):91.
27. Sadowsky SJ. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review. *Dent Mat*. 2020;36(1):1-8.
28. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayer M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence Int*. 2019;50(4):260-269.
29. Liebermann A, Freitas Rafael C, Colle Kauling AE, Edelhoff D, Ueda K, Seiffert A, et al. Transmittance of visible and blue light through zirconia. *Dental materials journal*. 2018;37(5):812-817.
30. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hämmerle CH, Mattioli A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent*. 2007;2(3):296-310.
31. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2009;101(4):226-230.
32. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradíes 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;27(6):1448-1455.

33. Sailer I, Asgeirsson AG, Thoma DS, Fehmer V, Aspelund T, Özcan M, et al. Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: A study on the titanium resin base concept. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(4):411-423.
34. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(2):488-493.
35. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2012;28(12):1215-1220.
36. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(5):850-858.
37. Fabbri G, Fradeani M, Dellificorelli G, De Lorenzi M, Zarone F, Sorrentino R. Clinical Evaluation of the Influence of Connection Type and Restoration Height on the Reliability of Zirconia Abutments: A Retrospective Study on 965 Abutments with a Mean 6-Year Follow-Up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2017;37(1):19-31.
38. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):920-925.
39. Garg P, Pujari M, Prithviraj DR, Khare S. Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prosthesis: an in vitro study. *J Oral Implantol.* 2014;40(6):649-654.
40. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont.* 2008;17(2):92-96.
41. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2018;16:199-214.

42. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2018;18:160-183.
43. Kim W, Li XC, Bidra AS. Clinical outcomes of implant-supported monolithic zirconia crowns and fixed partial dentures: A systematic review. *J Prosthodont.* 2023;32(2):102-107.
44. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *J Prosthodont.* 2019;28(1):259-264.
45. Worni A, Katsoulis J, Kolgeci L, Worni M, Mericske-Stern R. Monolithic zirconia reconstructions supported by teeth and implants: 1- to 3-year results of a case series. *Quintessence Int.* 2017;48(6):459-467.
46. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent.* 2012;40(11):979-988.
47. Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3-4):482-487.
48. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012 ;28(4):449-456.
49. Moscovitch M. Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2015;35(3):315-323.
50. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):155-162.
51. Mangano F, Veronesi G. Digital versus Analog Procedures for the Prosthetic Restoration of Single Implants: A Randomized Controlled Trial with 1 Year of Follow-Up. *Biomed Res Int.* 2018;(2):1-20.

52. Rohlin M, Nilner K, Davidson T, Gynther G, Hultin M, Jemt T, et al. Treatment of adult patients with edentulous arches: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2012;25(6):553-567.
53. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(2):304-318.
54. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):102-110.
55. Purcell BA, McGlumphy EA, Holloway JA, Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: a 5- to 9-year analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(5):847-857.
56. Abdulmajeed AA, Lim KG, Närhi TO, Cooper LF. Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2016;115(6):672-677.
57. Sachdeo A, Haffajee AD, Socransky SS. Biofilms in the edentulous oral cavity. *J Prosthodont.* 2008;17(5):348-356.
58. O'Donnell LE, Smith K, Williams C, Nile CJ, Lappin DF, Bradshaw D, et al. Dentures are a Reservoir for Respiratory Pathogens. *J Prosthodont.* 2016;25(2):99-104.
59. Papaspyridakos P, Bordin TB, Natto ZS, El-Rafie K, Pagni SE, Chochlidakis K, et al. Complications and survival rates of 55 metal-ceramic implant-supported fixed complete-arch prostheses: A cohort study with mean 5-year follow-up. *J Prosthet Dent.* 2019;122(5):441-449.
60. Bidra AS, Rungruanganunt P, Gauthier M. Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(1):35-45.

61. Tischler M, Patch C, Bidra AS. Rehabilitation of edentulous jaws with zirconia complete-arch fixed implant-supported prostheses: An up to 4-year retrospective clinical study. *J Prosthet Dent.* 2018;120(2):204-209.
62. Caramês J, Marques D, Malta Barbosa J, Moreira A, Crispim P, Chen A. Full-arch implant-supported rehabilitations: A prospective study comparing porcelain-veneered zirconia frameworks to monolithic zirconia. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(1):68-78.
63. Mendez Caramês JM, Sola Pereira da Mata AD, da Silva Marques DN, de Oliveira Francisco HC. Ceramic-Veneered Zirconia Frameworks in Full-Arch Implant Rehabilitations: A 6-Month to 5-Year Retrospective Cohort Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(6):1407-1414.
64. Bidra AS, Tischler M, Patch C. Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2018;119(2):220-224.
65. Rojas Vizcaya F. Retrospective 2- to 7-Year Follow-Up Study of 20 Double Full-Arch Implant-Supported Monolithic Zirconia Fixed Prostheses: Measurements and Recommendations for Optimal Design. *J Prosthodont.* 2018;27(6):501-508.
66. Lee BC, Jung GY, Kim DJ, Han JS. Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(2):81-84.
67. Noè G, Toffoli A, Bonfiglioli R, Macaluso GM, Manfredi E. Full-Arch, Implant-Fixed Complete Dentures in Monolithic Zirconia and Titanium: A Digital Workflow to Maximize Cost Effectiveness. *Prosthesis* 2022;(4):73-79.
68. Altonbary GY, Emera RMK. Patient satisfaction and masticatory performance of zirconia bar compared to cobalt chromium bar retaining mandibular implant overdenture: A crossover study. *J Oral Rehabil.* 2021;48(7):827-835.
69. Linkevicius T. Zero Bone Loss, koncepti bez gubitka kosti. 2. izdanje. Vilnius: Quintessence publishing; 2021. II.dio: Protetski koncepti, Supragingivni materijali za implantoprotetske nadomjeske; 263-279.

70. Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J Prosthet Dent.* 2019;121(5):775-781.
71. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung KH, Mancl LA. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent.* 2013;109(4):255-263.
72. Nilsson A, Johansson LÅ, Lindh C, Ekfeldt A. One-piece internal zirconia abutments for single-tooth restorations on narrow and regular diameter implants: A 5-year prospective follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017;19(5):916-925.
73. Mizumoto RM, Malamis D, Mascarenhas F, Tatakis DN, Lee DJ. Titanium implant wear from a zirconia custom abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2020;123(2):201-205.
74. Mieda M, Atsuta I, Matsushita Y, Morita T, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, et al. The effective design of zirconia coping on titanium base in dental implant superstructure. *Dent Mater J.* 2018;37(2):237-243.
75. Fenner N, Hämmerle CH, Sailer I, Jung RE. Long-term clinical, technical, and esthetic outcomes of all-ceramic vs. titanium abutments on implant supporting single-tooth reconstructions after at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(6):716-723.
76. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(4):4-31.
77. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(11):139-147.

78. Sanz-Sánchez I, Sanz-Martín I, Carrillo de Albornoz A, Figuero E, Sanz M. Biological effect of the abutment material on the stability of peri-implant marginal bone levels: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 (18):124-144.
79. Sala L, Bascones-Martínez A, Carrillo-de-Albornoz A. Impact of abutment material on peri-implant soft tissue color. An in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2017;21(7):2221-2233.
80. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):325-331.
81. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013;109(5):304-312.
82. Lops D, Stellini E, Sbricoli L, Cea N, Romeo E, Bressan E. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(10):1263-1268.
83. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;(61):328-333.
84. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D'Amato S. Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):506-512.
85. Sorrentino R, De Simone G, Tetè S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):977-985.
86. Ferrari M, Sorrentino R, Cagidiaco C, Goracci C, Vichi A, Gherlone E, Zarone F. Short-term clinical performance of zirconia single crowns with different framework designs: 3-year clinical trial. *Am J Dent.* 2015;28(4):235-240.
87. Poggio CE, Ercoli C, Rispoli L, Maiorana C, Esposito M. Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017;(12):4.

88. Bagegni A, Abou-Ayash S, Rücker G, Algarny A, Att W. The influence of prosthetic material on implant and prosthetic survival of implant-supported fixed complete dentures: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res.* 2019;63(3):251-265.
89. Obermeier M, Ristow O, Erdelt K, Beuer F. Mechanical performance of cement- and screw-retained all-ceramic single crowns on dental implants. *Clin Oral Investig.* 2018;22(2):981-991.
90. Ciancaglini R, Gherlone EF, Radaelli G. Association between loss of occlusal support and symptoms of functional disturbances of the masticatory system. *J Oral Rehabil.* 1999;26(3):248-253.
91. Ciancaglini R, Gherlone EF, Radaelli S, Radaelli G. The distribution of occlusal contacts in the intercuspal position and temporomandibular disorder. *J Oral Rehabil.* 2002;29(11):1082-1890.
92. Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015;42(6):467-480.
93. Wong CKK, Narvekar U, Petridis H. Prosthodontic Complications of Metal-Ceramic and All-Ceramic, Complete-Arch Fixed Implant Prostheses with Minimum 5 Years Mean Follow-Up Period. A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 2019;28(2):722-735.
94. Delucchi F, De Giovanni E, Pesce P, Bagnasco F, Pera F, Baldi D, et al. Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: A Systematic Review of Clinical Studies. *Materials (Basel).* 2021;14(12):3251.

9. ŽIVOTOPIS

Ivana Nedoklan Jurić rođena je 13. studenoga 1990. godine u Šibeniku. Osnovnu školu Vodice te Gimnaziju Antuna Vrančića završila je u Šibeniku. 2009. godine upisuje Medicinski fakultet u Rijeci, integrirani preddiplomski i diplomski studij Dentalne medicine. Apsolvira 2014. godine. Nakon završetka studija odrađuje pripravnički staž u Zagrebu te sve do sada radi u Vodicama u privatnoj klinici. U međuvremenu se educira na brojnim državnim i međunarodnim edukacijama i seminarima.