

# Keramički implantati

---

**Barišić, Miroslav**

**Professional thesis / Završni specijalistički**

**2023**

*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:127:171473>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-03-14**



*Repository / Repozitorij:*

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Miroslav Barišić

# **KERAMIČKI IMPLANTATI**

POSLIJEDIPLOMSKI SPECIJALISTIČKI RAD

Zagreb, 2022.

Rad je ostvaren na Zavodu za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Naziv poslijediplomskog specijalističkog studija: Dentalna medicina

Mentor rada: Prof. dr. sc. Dragana Gabrić, Zavod za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Lara Ilić, prof.

Lektor engleskog jezika: Lara Ilić, prof.

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: 39 stranica

1 tablica

5 slika

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.

## **Zahvala**

Srdačno zahvaljujem mentorici, prof.dr.sc. Dragani Gabrić na nesebičnoj pomoći i ustupljenim materijalima prilikom izrade ovog završnog rada. Također, zahvaljujem ostalim profesorima Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu na ustupljenim materijalima. Zahvaljujem svojoj obitelji, prijateljima, kolegama i djevojci na bezuvjetnoj podršci i strpljenju.

## Sažetak

### KERAMIČKI IMPLANTATI

Implantoprotetska rehabilitacija danas se smatra uspješnom i pouzdanom metodom sanacije djelomične ili potpune bezubosti. Titanski implantati odlikuju se svojstvima trajnosti, dobre biokompatibilnosti i mogućnošću oseintegracije i danas su još uvijek prvi izbor prilikom odabira implantološkog sustava. Međutim, zbog povećanih estetskih zahtjeva pacijenata, a i nepovoljnih svojstava jače adherencije bakterijskog plaka te posljedičnih upalnih odgovora, keramika je na tržištu predstavljena kao alternativni bezmetalni materijal za izradu implantata, dobrih estetskih i mehaničkih svojstava te izrazite biokompatibilnosti i osteokonduktivnosti. Odlična oseintegracija postiže se modifikacijom površine keramike, različitim mehaničkim ili kemijskim procesima, od kojih se najčešće koristi pjeskarenje sa selektivnim jetkanjem kiselinom. Najčešći keramički materijal za izradu implantata je polikristalni cirkonijev dioksid ojačan itrijem. Nadomjesci iz ovog materijala se izrađuju CAD/CAM tehnologijom. Implantološki sustav sastoji se od tijela implantata, nadogradnje implantata te cementirane ili vijkom pričvršćene pripadajuće protetske suprastrukture. Zavisno o odnosu tijela i nadogradnje, implantate dijelimo na jednodijelne i dvodijelne. Kod jednodijelnih su tijelo i nadogradnja spojeni u procesu izrade, dok kod dvodijelnih dolaze kao zasebne komponente te se spajaju odgovarajućim vijkom. Zbog mogućnosti djelovanja nepoželjnih kosih i horizontalnih sila, različitim antirotacijskim i retencijskim elementima, te najčešće unutarnjim heksagonalnim spojem sprječava se rotacija i stvaranje mikropropuštanja. Individualne keramičke implantatne nadogradnje često se koriste u prednjem dijelu zubnog luka, zbog prirodnog izgleda i boje mekog tkiva. Različita klinička istraživanja potvrđuju odlične rezultate keramičkih implantata nakon opterećenja u trajanju do pet godina. Kako su za kliničku upotrebu poprilično nov materijal, malo je podataka o dugoročnim praćenjima za periode dulje od deset godina. Kao najčešći razlozi neuspjeha terapije navode se aseptično popuštanje, mehaničke i tehnološke komplikacije, ponajprije zbog fenomena „starenja keramike“, ali bez bioloških oštećenja i razvoja perimukozitisa i periimplantitisa.

**Ključne riječi:** cirkonij-oksidna keramika; implantološki sustavi; oseintegracija; modifikacije površine; mikropropuštanje; estetika; starenje keramike

## Summary

### CERAMIC IMPLANTS

Implantoprosthodontic rehabilitation is considered nowadays to be a successful and reliable method for rehabilitating partial or complete toothlessness. Titanium implants are characterized by durability, good biocompatibility and the possibility of osseointegration, and are still regarded as the first choice upon choosing an implantological system. However, due to the increased aesthetic demands of patients, as well as the unfavorable properties of stronger adhesion of bacterial plaque and consequent inflammatory responses, ceramics have been presented on the market as an alternative, metal-free material for making implants, with good aesthetic and mechanical properties, as well as strong biocompatibility and osteoconductivity. Excellent osseointegration is achieved by modifying the surface of ceramics, using different mechanical or chemical processes, the most common of which is sandblasting with selective acid etching. The most common ceramic material for making implants is polycrystalline zirconium dioxide reinforced with yttrium. Protheses out of this material are made using CAD/CAM technology. Implant system consists of the implant body, abutment and cemented or screw-attached prosthetic suprastructure. Depending on the relationship between the body and the abutment we divide implants into one-piece and two-piece systems. With one-piece, the body and the abutment are connected in the manufacturing process, while with two-piece, they come as separate components and are connected with a suitable screw. Due to the possibility of unwanted oblique and horizontal forces, various anti-rotational and retention elements, usually an internal hexagonal joint are used to prevent rotation and the creation of microleakage. Individual ceramic implant abutments are often used in the front region, due to the natural appearance and color of the soft tissue. Various clinical studies confirm the excellent results of ceramic implants after loading for up to 5 years. As they are relatively new material for clinical use, there is little data on long-term follow-up for periods longer than 10 years. The most common reasons for implant failure are aseptic loosening, mechanical and technological complications, primarily due to the phenomenon of ceramic „ageing“, but without biological damage and the development of perimucositis and periimplantitis.

**Keywords:** zirconia; implantological systems; osseointegration; surface modifications; microleakage; aesthetics; ceramic „ageing“

## SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. KARAKTERISTIKE IMPLANTOLOŠKIH SUSTAVA.....	5
2.1. Jednodijelni implantati.....	6
2.2. Dvodijelni implantati.....	7
2.2.1. Nadogradnje dvodijelnih implantata.....	8
2.2.2. Spoj nadogradnje i implantata.....	9
2.2.3. Promjena platforme.....	9
2.3. Spoj nadogradnje i suprastrukture.....	10
2.3.1. Spoj s mobilnim nadomjescima.....	10
2.3.2. Spoj s fiksnim nadomjescima – cementiranje.....	10
2.3.3. Spoj s fiksnim nadomjescima – vijčano pričvršćivanje.....	11
2.4. Protetski nadomjestak na implantatima.....	12
2.4.1. Kemijski sastav keramike.....	12
2.4.2. Problemi dvoslojnih sustava.....	13
2.4.3. Adaptacija monolitnih sustava.....	14
2.5. Modifikacije površine implantata.....	15
2.5.1. Fizičke ili mehaničke modifikacije.....	15
2.5.2. Kemijske i elektrokemijske modifikacije.....	18
2.5.3. Bioaktivni premazi.....	19
2.5.3.1. Kalcijev fosfat.....	19
2.5.3.2. Hidroksiapatit.....	20
2.5.3.3. Dopamin i polidopamin.....	20
2.5.3.4. Biomakromolekularni premazi.....	21
2.5.3.5. Bioaktivno staklo.....	21
3. RASPRAVA.....	22
4. ZAKLJUČAK.....	27
5. LITERATURA.....	29
6. ŽIVOTOPIS.....	38

## **Popis skraćenica**

MELISA – Memory Lymphocyte Immunostimulation Assay,  
Y-TZP – Yttrium-stabilized tetragonal zirconia  
CAD/CAM – Computer-aided design/Computer-aided manufacturing  
BCS – Basal cortical screw implants  
NANOZR – Ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite  
BIC – Bone to implant contact  
RTQ – Removal torque  
hGF – Human gingival fibroblast  
UV – Ultraviolet  
SLA – Sandblasted, Large grit, Acid- etched  
ECD – Electrochemical deoxidation  
BMP – Bone morphogenetic protein  
GDF – Growth differentiation factor  
CE – Conformité Européenne  
FDA – Food and drug administration  
ESCI – European society for ceramic implantology  
MBL – Marginal bone loss  
PPD – Peri-implant probing depth  
BOP – Bleeding on probing  
PES – Pink esthetic score  
CAL – Clinical attachment level  
Er:YAG – Erbium-doped yttrium aluminium garnet laser  
RMC – Resin-matrix composite  
PICN – Polymer infiltrated ceramic network



## **1. UVOD**

U posljednjih nekoliko desetljeća dentalni implantati postali su predvidiv i uspješan oblik terapijske opcije za nadoknadu izgubljenih zubi. Najnovije studije procjenjuju desetogodišnje preživljavanje implantata na 96,4%, prilikom upotrebe suvremenih sustava (1).

Prevladavajući materijal, koji se još uvijek smatra zlatnim standardom za izradu, je titanij. Unatoč mnogim zadovoljavajućim svojstvima ovakvih implantata, postoje i nedostaci zbog kojih se danas aktivno traže alternativni materijali za izradu. Titanij je metal sive boje, što može ugroziti estetski rezultat rada, što je naročito uočljivo u slučajevima tankih gingivalnih biotipova (2).

Pacijenti mogu razviti kliničke znakove preosjetljivosti na titanij, u obliku alergijske reakcije, koji se pouzdano otkrivaju testom imunostimulacije memorijskih limfocita (MELISA<sup>®</sup>, engl. *Memory lymphocyte immunostimulation assay*) (3). Moguća je akumulacija titanskih čestica u limfnim čvorovima i organima (4). Također, titanski implantati podložni su koroziji u prisutnosti fluorida i metalnih legura u ustima (5). U odnosu na druge materijale, titanski implantati pokazuju jaču adheziju bakterija, i formiranje biofilma, koji u kiselim uvjetima može inducirati oksidaciju površine materijala (6). Odgovor na stvaranje biofilma na implantatu uključuje niz upalnih reakcija koje se inicijalno zbivaju u mekom tkivu, ali mogu napredovati i dovesti do gubitka potporne kosti. Destrukcija tkiva u području kosti počinje u području vrata implantata, te se postepeno razvija defekt u obliku kratera koji se jasno uočava na rendgenskoj snimci, te takav upalni proces nazivamo periimplantitisom (7).

Zbog navedenih negativnih svojstava, keramički sustavi predloženi su kao alternativni materijali za izradu implantata. Polikristalne keramike sastoje se samo od kristala i nemaju amorfni dio, što im omogućuje podnošenje većih žvačnih sila od većine ostalih keramika koje sadrže određenu količinu amorfnog stakla. Prva generacija keramičkih implantata napravljena je od aluminij-oksidne keramike (8). Mogli su postići oseintegraciju, ali su imali nezadovoljavajuća biomehanička svojstva, te su povučeni s tržišta 1990-ih godina.

Cirkonij-oksidna keramika s poboljšanim svojstvima predstavljena je kao alternativni materijal aluminij-oksidnoj keramici. Cirkonijev dioksid ( $ZrO_2$ ) kao spoj otkrio je njemački kemičar Martin Heinrich Klaproth 1789. godine, kao produkt reakcije nakon zagrijavanja dragulja. Cirkonij formira biokompatibilni cirkonijev dioksid pri izlaganju kisiku, te bioinertnost i neresorbirajuća priroda oksidnog sloja čini ovaj materijal idealnim kandidatom za dentalne implantate. Boja bjelokosti cirkonijevog dioksida, koja nalikuje prirodnom zubu, čini ga estetskim izborom za dentalne nadomjestke (9,10).

U prirodi se nalazi kao mineral s monoklinskom kristalnom strukturom. Zagrijavanjem na 1170 °C prelazi u tetragonsku fazu, a nakon 2370 °C u kubnu. Prilikom hlađenja, grube manipulacije te degradacije fizikalnim i kemijskim čimbenicima, cirkonij-oksidna keramika ima tendenciju vratiti se u monoklinsku fazu, a to je pojava koja se naziva martenzična transformacija.

Ona dovodi do porasta napreznja i napetosti na površini te posljedično do pojave mikropukotina. Fenomen cirkonij-oksidne keramike kojim zaustavlja širenje pukotine naziva se transformacijsko očvrnuće. Širenje pukotine uzrokuje vlačno napreznje na površini materijala, ali se zbog povećanja volumena kristala (3-4%) u monoklinskoj fazi opterećenje pretvara u tlačno, i pritišće vrh pukotine. Ovaj fenomen može se dogoditi samo jednom. Da bi se cirkonijev dioksid pri sobnoj temperaturi zadržao u tetragonskoj, najpovoljnijoj fazi, kao stabilizator se najviše koristi 3-5% itrijev oksid ( $Y_2O_3$ ), koji ga djelomično stabilizira i povećava mu žilavost.

Danas najčešće korišteni keramički materijal za izradu dentalnih implantata je polikristalni cirkonijev dioksid ojačan itrijem (Y-TZP, engl. *Yttrium-stabilized tetragonal zirconia*)(11).

Cirkonij-oksidna keramika izrađuje se upotrebom CAD/CAM sustava (engl. *Computer-aided design/Computer-aided manufacturing*), iz presinteriranih ili sinteriranih blokova i obrađuje vodenim hlađenjem i specijalnim svrdlima (12).

Klinički, cirkonij-oksidni implantati su pokazali obećavajuće ishode s niskim otpuštanjem iona, nižom citotoksičnošću, povoljnom biokompatibilnošću i dobrom sposobnošću oseintegracije, u usporedbi s titanskim implantatima(13). Razna *in vitro* i *in vivo* istraživanja dokazala su biokompatibilnost i osteogeni potencijal cirkonij-oksidnih implantata(14).

Kod pacijenata s kompromitirajućim stanjima, kao što su nedovoljna kvaliteta i kvantiteta kosti, starenje i pacijenti s dijabetesom, uspostavljanje i dugoročno održavanje oseintegracije na spoju kosti i implantata te integracija mekog tkiva u transmukoznoj regiji dentalnih implantata, može biti neadekvatna (15).

Kompromitirajući uvjeti povećavaju mogućnost bakterijske infekcije i neuspjeha implantata, te zahtijevaju temeljitu dekontaminaciju te ponavljanje kirurškog postupka (16). Cirkonij-oksidne površine pokazuju smanjenu akumulaciju bakterija i manju zrelost plaka u usporedbi s titanskim (17). Cirkonij-oksidni implantati i nadogradnje s potencijalom niske kolonizacije bakterija i imunomodulatornim svojstvima pokazuju smanjenu količinu upalnog infiltrata i mogu smanjiti rizik od mukozitisa i periimplantitisa (18).

Stoga, cirkonijev dioksid može biti posebno povoljan za upotrebu pri kompromitiranim stanjima koja predisponiraju periimplantatnim bolestima, uključujući dijabetes i imunokompromitirane pacijente, primjerice nakon terapije zračenjem.

Svrha ovog rada je pregledom najnovije dostupne znanstvene i stručne literature navesti karakteristike i rezultate prilikom rehabilitacije keramičkim implantatima, s naglaskom na cirkonij-oksidnu keramiku, modifikacije njene površine te napraviti usporedbu s titanskim implantatima.

## **2. KARAKTERISTIKE IMPLANTOLOŠKIH SUSTAVA**

Kompletni implantološki sustav sastoji se od tijela implantata, nadogradnje implantata, i protetske suprastrukture vidljive u ustima. Osim podjele po gradivnom materijalu, najbitnija razlika među implantatima je podjela po broju komponenti pa razlikujemo jednodijelne i dvodijelne.

## 2.1. Jednodijelni implantati

Kod jednodijelnih implantata, tijelo i nadogradnja stopljeni su u procesu proizvodnje. Klinički, protokoli za postavljanje jednodijelnih implantata su jednostavniji i kraći, pogodni su za uske prostore te nema mikropukotina koje mogu biti predilekcijsko mjesto za nakupljanje bakterija (19).

Međutim, prilikom postavljanja ovakvog implantata, nadogradnja je izložena uvjetima usne šupljine te bi protetski rad trebao biti brzo postavljen. Tako bismo dobili imedijatno opterećenje, a implantat bi bio u funkciji prije mogućnosti razvoja oseointegracije. Primarna stabilnost definira se kao biomehanička stabilnost neposredno nakon ugradnje implantata, te ovisi o nizu čimbenika, kao što su kvaliteta i količina kosti, oblik implantata i tehnika ugradnje. Za jednodijelne dentalne implantate ona mora iznositi iznad  $25\text{N/cm}^2$  jer su opterećeni bez oseointegracije. Nakon određenog perioda vremena, stvara se nova kost na površini implantata i postiže se sekundarna, biološka stabilnost (20). Rub implantata u razini je gingive, pa je održavanje higijene olakšano za razliku od titanskog implantata čiji je rub u razini kosti te pogoduje akumulaciji bakterija. Također, zbog nemogućnosti manipulacije implantatnom nadogradnjom, kut postavljanja implantata i pravilan položaj moraju biti pažljivo unaprijed određeni. Računalno vođena implantacija koristi kirurški predložak koji prenosi podatke o položaju implantata iz softvera za planiranje na mjesto operacije, i može biti vrijedan alat prilikom ugradnje jednodijelnih implantata (21). Najčešće se koriste endosealni implantati u obliku korijena zuba s konusom, za nadoknadu jednog ili više zuba uz dovoljan volumen kosti (slika 1).

Bazalna kost definira se kao koštano tkivo gornje i donje čeljusti s velikom gustoćom i mineralizacijom, a smanjenom vaskularizacijom. Treba je razlikovati od alveolarne kosti, mada jasne granice između njih nema. Zbog smanjene vaskularizacije manje je podložna resorpciji (22).



**Slika 1.** Jednodijelni cirkonij-oksadni implantat, WhiteSky, Bredent®. Preuzeto s dopuštanjem autora: prof.dr.sc Dragana Gabrić

Bikortikalni implantati tipa vijka (BCS, engl. *Basal cortical screw implants*) iskorištavaju potencijal bazalne kosti sidreći se u kortikalnoj kosti na barem dva mjesta čime se postiže dobra primarna stabilnost implantata, i mogućnost imedijatnog opterećenja. Ugrađuju se kroz gingivu alveolarnog grebena „flapless“ tehnikom, bez odizanja mukoperiostalnog režnja. Sadrže agresivne navoje koji omogućavaju retenciju i sudjeluju u prijenosu opterećenja (22). Mini implantati su vrsta jednodijelnih implantata smanjenog promjera (<3mm), te posebnog oblika glave koji osigurava retenciju protetskog rada. Koriste se pri smanjenim dimenzijama alveolarnog grebena kada nije moguće sidriti veće implantate, najčešće za retenciju mandibularnih totalnih proteza na implantatima. Također se ugrađuju neinvazivnom tehnikom bez odizanja mukoperiostalnog režnja (23).

Pregledom literature nije moguće utvrditi jednoglasno mišljenje o tome da li bi trebalo prilikom ugradnje jednodijelnih implantata izbjegavati okluzalne kontakte tijekom faze oseintegracije (24) te da li jednodijelni implantati ugrađeni u postekstrakcijsku alveolu imaju veću šansu za neuspjeh od onih ugrađenih u zacijeljenu kost, nekoliko mjeseci nakon vađenja (25).

## **2.2. Dvodijelni implantati**

Kod dvodijelnih implantatnih sustava tijelo implantata i nadogradnja dolaze kao zasebne komponente, međusobno se pričvršćuju vijkom, a njihova se veza kasnije procjenjuje rendgenskim snimkama.

### 2.2.1. Nadogradnje dvodijelnih implantata

Prema načinu izrade, implantatne nadogradnje dijelimo na konfekcijske i individualne. Konfekcijske su strojno prefabricirane, s mogućnošću prilagodbe u laboratoriju ili intraoralno. Izrađuju se od titanija ili cirkonij-oksidne keramike (slika 2). Zahtijevaju precizno postavljanje implantata u kosti, jer svako naknadno brušenje može oslabiti keramiku te smanjiti retenciju i rezistenciju protetskog rada. Imaju prednosti poput niže cijene i jednostavnije izrade, ali ne mogu postići idealan izlazni profil mekih tkiva. Stoga se koriste u lateralnim segmentima, dok se u estetskoj regiji izrađuju individualne nadogradnje. Individualne nadogradnje specifične su za svakog pacijenta, zahtijevaju otisak, a izrađuju se modeliranjem u vosku na radnom modelu i lijevanjem u laboratoriju ili virtualnim modeliranjem CAD/CAM sustavom (26).



**Slika 2.** Cirkonij-oksidna nadogradnja na radnom modelu. Preuzeto s dopuštenjem autora:  
prof.dr.sc. Nikša Dulčić

Na ovaj način se dobiva idealan izlazni profil mekih tkiva i zadovoljavajuću estetiku. Individualna nadogradnja omogućava angulaciju u odnosu na aksijalnu os i do 30°, što olakšava izradu protetskog rada i omogućava postavljanje implantata na mjesto s najviše koštanog tkiva, u slučajevima kada je alveolarni greben deficijentan ili kada anatomske strukture, poput mandibularnog živca i maksilarnog sinusa onemogućavaju postavljanje implantata u aksijalnom smjeru. Glavni problem predstavlja utjecaj kosih i horizontalnih sila koje destabiliziraju implantat, te mogu dovesti do pojačane resorpcije marginalne kosti ili loma nadogradnje (26).

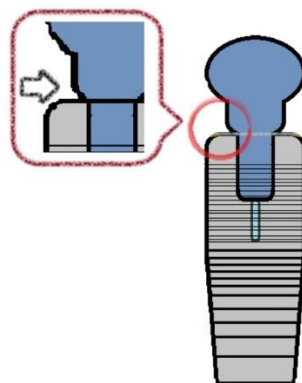


### 2.2.2. Spoj implantata i nadogradnje

Nadogradnja s implantatom može biti povezana vanjskim ili unutarnjim spojem. Danas se uglavnom koristi unutarnji spoj, jer omogućuje bolju distribuciju sila, smanjeno naprezanje okolne kosti i opterećenje vijka, te smanjenje promjera nadogradnje. Sadrži antirotacijske elemente, najčešće heksagonalnog oblika, koji se nalaze unutar samog implantata. Nadogradnja sadrži vanjski heksagon koji odgovara unutarnjem heksagonu na implantatu. Ovom vezom sprječavaju se bočne sile koje uzrokuju opterećenje i gubitak vijka već i kod malih antirotacijskih pomaka (27). Unutarnji spoj ima svojstvo dobrog brtvljenja, što reducira pojavu mikropukotina i sprječava propuštanje slina, bakterija i upalnih stanica, koje mogu dovesti do perimukozitisa, i posljedično do periimplantitisa. Osim heksagonalnih antirotacijskih elemenata, postoje i konični koji se nazivaju Morseova konična veza. Konus se nalazi između unutarnje stijenke implantata i vanjske stijenke nadogradnje i iznosi 8 do 11°, što onemogućava rotaciju nadogradnje, povećava dodirnu površinu između nadogradnje i implantata te smanjuje mikropukotinu. Retencija između dviju površina postiže se frikcijom (28).

### 2.2.3. Promjena platforme

Pojam promjena platforme (engl. *platform switching*) odnosi se na razliku promjera između dosjednog ruba nadogradnje u implantat i samog implantata (slika 3). Na taj način stvara se horizontalna stepenica na ramenu implantata, spoj se odmiče od ruba alveolarne kosti, što djeluje povoljno i smanjuje vertikalni gubitak kosti nakon implantacije (29).



**Slika 3.** Promjena platforme na implantatima. Preuzeto iz (29).

## 2.3. Spoj nadogradnje i suprastrukture

Izbor protetskog rada važan je dio planiranja implantoprotetske terapije i ovisi o individualnim čimbenicima, kao što su stupanj resorpcije alveolarnog grebena, kvaliteta i mogućnost održavanja higijene, međučeljusnim odnosima, visini linije smijeha, rasporedu implantata i financijskoj mogućnosti pacijenta (20).

### 2.3.1. Spoj s mobilnim nadomjescima

Mobilni nadomjesci retenciju i stabilizaciju ostvaruju raznim elementima, kao što su sustavi na kopčanje (kugle, lokatori), teleskopski sustavi, prečke i magneti. Ovi se sustavi međusobno mogu i kombinirati, u svrhu postizanja veće dodirne površine između elemenata. Funkcioniraju na principu patrice, koja se nalazi na nadogradnji implantata, i matrice koja se nalazi u samom protetskom radu. Lokatori omogućuju najbolje uvjete održavanja oralne higijene, što se često manifestira zdravim tkivom oko implantata (30). Teleskopski sustavi sastoje se od dvije krunice s paralelnim stijenkama te trenjem postižu velike retencijske sile. Prečke mogu biti individualne ili konfekcijske, a indicirane su kod jake resorpcije alveolarnog grebena gdje osiguravaju dobru retenciju i stabilizaciju. Zahtijevaju ugradnju barem 4 implantata, a najčešće se koriste za izradu proteza u donjoj čeljusti (31).

### 2.3.2. Spoj s fiksnim nadomjescima - cementiranje

Fiksni nadomjesci na implantat se mogu cementirati, ili pričvrstiti vijkom. Cementiranjem fiksnoprotetskih radova, kod kojih se ispunjavaju mikropukotine između implantata i nadogradnje, postiže se dobro rubno brtvljenje (slika 4). Lakše je ostvariti pasivan dosjed rada, a laboratorijski postupak je jednostavniji. Lakše je kontrolirati okluziju, zbog kompaktnosti okluzalne plohe protetskog rada, a ujedno je i bolja estetika. Najčešće komplikacije su biološke, prilikom zaostajanja sloja cementa koji može uzrokovati perimukozitis, i posljedično periimplantitis. Važno je cement ne aplicirati u prekomjernoj količini te ukloniti ostatke s nadogradnje i marginalne gingive. Za razliku od prirodnih zubi, koji posjeduju Sharpeyeva vlakna s kojima su spojeni s mekim tkivom, implantatu izostaje takva prirodna barijera, pa pod pritiskom hidrauličkog tlaka cement ulazi u područje manjeg otpora, odnosno periimplantatni sulkus (32).



**Slika 4.** Radni model s izrađenom osnovom iz cirkonij-oksidge keramike za krunice na implantatima – pričvršćivanje cementom. Preuzeto s dopuštenjem autora: prof.dr.sc. Nikša Dulčić

Također, nedostatak je nemogućnost skidanja rada uslijed tehnoloških komplikacija kao što su lom nadogradnje, vijka, ili same krunice. Najčešće se koristi kompozitni cement, za koji vrijede sve prednosti i nedostaci cementiranja (33).

### 2.3.3. Spoj s fiksnim nadomjescima – vijčano pričvršćivanje

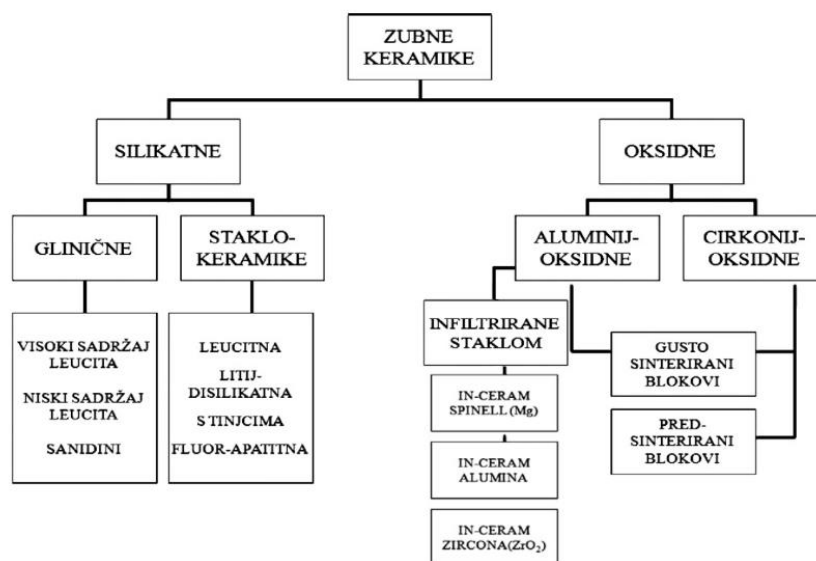
Pričvršćivanje vijkom zahtijeva tehnološki složeniju izradu u laboratoriju, i vrlo precizan položaj i nagib implantata. Velika prednost je mogućnost skidanja rada prilikom komplikacija poput loma keramike. Razlikujemo nekoliko vrsta vijčanih spojeva. Transverzalni vijak se u praksi rijetko koristi, zbog otežanog pristupa vijku koji mora biti na oralnoj strani, unatoč boljem estetskom rezultatu. Okluzalni vijak lako se može postaviti i skinuti, čak i u slučajevima ograničenog vertikalnog prostora. Okluzalni vijak s nagnutim otvorom može biti koristan u slučajevima većih disparaliteta na velikim fiksnoprotetskim radovima, ali zahtijevaju veći pristupni otvor i posebno dizajnirani vijak. (34). Prevencija komplikacija i dugotrajnost rada postiže se redovitim skidanjem i čišćenjem rada, svakih 6 mjeseci te ponovnim pričvršćivanjem po potrebi. Popuštanje vijka je najčešća komplikacija, jer svaka mikropukotina može dovesti do akumulacije bakterija i plaka, ali ujedno i bitan znak za procjenu protetskog rada prije pojave ozbiljnih komplikacija. Pristupni otvori za vijak mogu oslabiti keramiku oko otvora i ugroziti estetiku rada i okluziju. Po potrebi se otvor može zatvoriti visokoestetskim kompozitom (35).

## 2.4. Protetski nadomjestak na implantatima

Fiksnoprotetski rad na implantatima potrebno je detaljno isplanirati kako bi se postiglo ravnomjerno raspoređivanje sila i smanjilo opterećenje, posebice na cirkonij-oksidnim implantatima. Prilikom odabira gradivnog materijala, u prednjem dijelu zubnog niza prednost se daje estetici, dok se u stražnjem dijelu naglasak stavlja na funkciju. Zbog prednosti jednostavnije izrade, preciznijeg dosjeda i bolje mogućnosti održavanja higijene preporuča se izrada pojedinačnih krunica ili mostova kraćeg raspona. U stražnjoj regiji i za mostove većih raspona i dalje se zlatnim standardom smatra pečenje keramike na metalni skelet, tzv. metal-keramika, na titanskim implantatima i poduprta titanskom nadogradnjom. U estetskoj regiji, da bi se izbjeglo prosijavanje sive boje metala koriste se potpuno keramički sustavi te cirkonij-oksidge nadogradnje (31).

### 2.4.1. Kemijski sastav keramike

Keramike po kemijskom sastavu dijelimo na silikatne i oksidne (tablica 1). U silikatne keramike ubrajaju se glinične i staklokeramike, dok se u oksidne ubrajaju aluminijske i cirkonij-oksidge. Glinične keramike koriste se kao obložni materijali u svim metal-keramičkim sustavima, i kao jezgrena i obložni materijal u potpuno keramičkim sustavima. Staklokeramike nastaju kontroliranom kristalizacijom silikatnog stakla. Litij-disilikatna staklokeramika odlikuje se izvrsnom estetikom, zbog tzv. „kameleon efekta“ koji nastaje zamućivanjem staklene matrice kristalima litijevog disilikata. Gusto raspoređena mreža kristala jednolično se širi kroz strukturu materijala i poboljšava mehanička svojstva. Posjeduju izrazita svojstva translucencije slična prirodnim zubima bez obveze nanošenja obložne keramike. Protetski rad može se izraditi toplo-tlačnim postupkom, infiltracijom staklom, sinteriranjem, redukcijskom tehnikom tj. strojno glodanjem predsinteriranih keramičkih blokova CAD-CAM sustavom, ili adicijskom tehnikom tj. 3D printanjem. Oksidne keramike imaju izuzetno nizak udio amorfne faze (stakla), i sastoje se najvećim dijelom od kristala. Sirovine su proizvedene sintetičkim putem i imaju visok stupanj čistoće. Pri visokim temperaturama sinteriranja (1400°C) nastaje uniformna mikrostruktura odgovorna za poboljšana svojstva, poput otpornosti na trošenje, visoke temperature i koroziju. Nadomjesci izrađeni iz cirkonij-oksidge keramike dobivaju se glodanjem sinteriranih i predsinteriranih blokova CAD-CAM sustavima. Cirkonij-oksidge keramika prve generacije imala je nisku razinu translucencije, što je limitiralo primjenu u estetskoj zoni, i zahtijevalo oblaganje silikatnom keramikom (36).



**Tablica 1.** Podjela keramike po kemijskom sastavu. Preuzeto s dopuštenjem autora:  
prof.dr.sc. Ketij Mehulić

#### 2.4.2. Problemi dvoslojnih sustava

Glavni problem prilikom vezanja jezgre i obložne keramike je kemijska inertnost cirkonijevog dioksida. Na spoju između obložne keramike i jezgre dolazi do kompresijskog naprezanja, što rezultira adhezivnim lomom. Unutar slojeva keramike dolazi do vlačnog naprezanja koje dovodi do kohezivnog loma. Kovalentne dvostruke veze ne dozvoljavaju pomicanje atoma zbog čega je keramika krta, i intolerantna na vlačne sile. Rezidualno naprezanje unutar protetskog nadomjeska rezultat je različitih koeficijenta termičke istezljivosti (KTI) između obložne keramike i osnovne konstrukcije. U procesima hlađenja i zagrijavanja dolazi do različitog skupljanja, odnosno širenja materijala, što stvara naprezanje koje može dovesti do mikropukotina i posljedično do loma. U obložnom sloju keramike do naprezanja dolazi zbog razlika u debljini obložne keramike i osnovne konstrukcije. Isti problem ima i metal-keramika (37).

### 2.4.3. Adaptacija monolitnih sustava

Zbog svega navedenog je razvijena cirkonij-oksidna keramika druge generacije, monolitna bez vanjskog slojevanja i opasnosti od otkrhuća keramike, ali i dalje estetski nezadovoljavajuća, pa ju je trebalo bojati i glazirati. Glaziranje predstavlja standardni način završetka obrade keramičkog nadomjeska kojim se zatvaraju pore zaostale nakon sinteriranja, stvara glatka površina što reducira akumulaciju biofilma i pruža boji estetski dojam rada jer površina postaje sjajna i glatka (38). Hrapavost površine i načini završne obrade značajno utječu na kvalitetu nadomjeska, ali i na tribološke odnose s antagonistima. Neke studije navode značajno smanjeno trošenje zuba antagonista pri upotrebi monolitne cirkonij-oksidne keramike u usporedbi s staklokeramičkim nadomjescima (39). Dodatkom većih količina itrijevog oksida kao stabilizatora, dobio se translucetni materijal s većim udjelom kubične faze, i redukcijom nepoželjnih transformacija iz tetragonalne u monoklinsku kristalnu strukturu, odnosno redukcijom „starenja“ zbog utjecaja vlažnog medija i mehaničkih opterećenja. Ova translucetna monolitna cirkonij-oksidna keramika predstavlja treću generaciju (11). „Starenje“ keramike predstavlja njeno negativno svojstvo, i rezultira gubitkom mehaničkih svojstava, posebice žilavosti a i gustoće. Transformacija faza povećava se u prisutnosti vode ili vodene pare i mikropukotina ili nepodesnim načinom obrade površine nadomjeska.

Najčešće korišteni materijal za izradu keramičkih dentalnih implantata je polikristalni cirkonijev dioksid ojačan itrijem (Y-TZP). Pokazuje dobra fizikalna i mehanička svojstva, nisku toplinsku vodljivost, visoku čvrstoću savijanja (900-1200 MPa), povoljnu otpornost na lom, trošenje i koroziju te mogućnost „transformacijskog očvrstnuća“, fenomena kojim se može zatvoriti pukotina i poboljšati žilavost keramike (40). Da bi se izbjegla degradacija pod utjecajem niske temperature, odnosno „starenje“ keramike, u dentalnoj medicini predstavljen je cerijem stabiliziran cirkonij-oksidni aluminijski nanokompozit (NANOZR, engl. *Ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite*), pogodan kao materijal za primjene opterećenja. Također pokazuje odličnu čvrstoću savijanja i otpornost na lom u usporedbi s Y-TZP te dobru mogućnost oseointegracije (41,42).

## 2.5. Modifikacije površine implantata

Površinske modifikacije na implantatima dokazano utječu na proces oseintegracije i mehanička svojstva te se na titanskim implantatima upotrebljavaju više od 25 godina (43).

Površinske modifikacije mogu utjecati na adheziju, proliferaciju, diferencijaciju i morfologiju širenja stanica koje stupaju u interakciju s implantatom na sučelju tkiva i implantata te mogu povećati biokompatibilnost i integraciju tvrdog i mekog tkiva prema postizanju povoljnih kliničkih ishoda i periimplantatne stabilnosti (40). Kako je u stomatologiji još relativno nov materijal za izradu implantata i nadogradnji, potrebno je još mnogo istraživanja o različitim oblicima bioaktivnosti i relativnoj bioinertnosti keramičke površine. Idealna modifikacija zadržavala bi mikro-hrapavost pritom superponirajući nanotopografiju kako bi se dodatno poboljšala bioaktivnost i omogućila jednostavnost daljnje biomolekulske ili terapijske modifikacije. Postoji značajan jaz u istraživanju, uključujući brigu o mehaničkoj stabilnosti i lokalnoj citotoksičnosti. Sljedeća generacija cirkonij-oksidnih implantata izrađivat će se nano-inženjeringom s kontroliranom bioaktivnošću kako bi se ubrzala integracija implantata, čak i u kompromitiranim stanjima pacijenata (44).

Modifikacije površine mogu se podijeliti na fizičke, kemijske i premaze.

### 2.5.1. Fizičke ili mehaničke modifikacije

Široko se primjenjuju za izradu grubih ili glatkih površina implantata procesima oduzimanja ili trošenja, u svrhu postizanja željene topografije površine, da bi se poboljšala bioaktivnost, a istovremeno olakšalo čišćenje površine. Poliranje se provodi upotrebom silicij-karbidnog papira za poliranje i dijamantne suspenzije sa strojem za poliranje. Postupak rezultira vrlo glatkom površinom, čak i promatranom mikroskopom. Glatka površina povoljna je okolnost za proliferaciju epitelnih stanica, pogotovo visoko specijaliziranih oralnih keratinocita (45).

Prvotno korištena metoda bila je pjeskarenje implantata česticama glinice što je omogućilo povećanu osteogenezu i oseintegraciju. Hrapava površina pokazuje povoljan učinak na dva ključna pokazatelja oseintegracije: kontakt implantata i kosti (BIC, engl. *Bone to implant contact*) i moment uklanjanja (RTQ, engl. *Removal torque*), što odražava količinu novoformirane kosti i snagu veze između implantata i kosti (46). Studija u kojoj su se nasađivali

ljudski osteoblasti na čestice  $Al_2O_3$ , kojima su potom pjeskarene cirkonij-oksidske površine i uspoređivane sa strojno obrađenim površinama, dokazala je da pjeskarenje površine prije sinteriranja može povećati početnu adheziju osteoblasta do 175%, u usporedbi sa strojno obrađenim uzorcima (47). Međutim, pjeskarenje može smanjiti otpornost na zamor cirkonij-oksidskih materijala i uzrokovati „starenje“ keramike. Upotreba mekih i okruglih čestica za pjeskarenje može smanjiti stvaranje mikropukotina, a da pritom još uvijek postiže željenu hrapavost (48).

Laserski tretman je brza, čista, beskontaktna i jednostavna tehnika s visokom preciznošću te se upotrebljava preko 20 godina za povećanje hrapavosti površine implantata. Osim za modifikaciju, koriste se i za dezinfekciju površine implantata (slika 5). Laserski modificirani cirkonij sadrži i monoklinske i tetragonalne okside te povećava t-fazu, što materijalu daje povećanu površinsku energiju i hidrofilnost te potiče aktivnost osteoblasta (49). Femtosekundna laserska ekspozicija korištena je za stvaranje mikro utora na cirkonijevom dioksidu, što je povećalo broj poprečnih kolagenih vlakana i poboljšalo remodeliranje kosti u usporedbi s pjeskarenim cirkonijevim dioksidom te pjeskarenim i kiselinom jetkanim titanijem (50). Vlaknasti laseri, koji u svojoj jezgri imaju optička vlakna od silikatnog stakla, mogu napraviti utore širine 2  $\mu m$ , stvaraju odgovarajuću hrapavost na površinama cirkonijevog dioksida i povećavaju stvaranje nove kosti i mehaničku čvrstoću na spoju kosti i implantata (51). Nedavna studija proučavala je mikronanostrukture inducirane laserom, na keramičkoj površini vrata implantata prikladne za rast i širenje ljudskih gingivalnih fibroblasta (hGF, engl. *Human gingival fibroblast*). Aktivacija laserom oblikovane površine provodila se upotrebom hladne argonske plazme. Ova metoda smanjuje kut kontakta s vodom, što površinu čini hidrofilnijom i povećava osteogeni potencijal implantata (52). Povećanje hrapavosti površine pogodovalo je adheziji bakterija, a smanjilo je adheziju fibroblasta, što sugerira da su glatke površine poželjne u regiji integracije mekog tkiva. Laserski tretman izaziva toplinsko naprezanje, što može smanjiti mehaničku čvrstoću (53).





**Slika 5.** Cirkonij-oksidi implantat smješten u rotacijski motor i tretiran diodnim laserom Helbo® (Helbo, Grieskirchen, Austria). Preuzeto s dopuštenjem autora: prof.dr.sc. Dragana Gabrić

Ultraljubičasto (UV, engl. *Ultraviolet*) zračenje i hladna atmosferska plazma mogu inducirati ekscitaciju elektrona, povećavajući površinsku energiju cirkonijevog dioksida. Kontaktni kut vode pjeskarenih površina smanjio se sa  $51^\circ$  na  $9,4^\circ$  nakon tretmana ultraljubičastim svjetlom od 15 minuta čime cirkonijev dioksid postiže ultrahidrofilno stanje. Histomorfometrijska analiza pokazala je da su uzorci tretirani ultraljubičastim svjetlom imali bolju oseointegraciju i jači kontakt kosti i implantata te da su četiri tjedna nakon implantacije bili gotovo u potpunosti okruženi s kosti, naspram netretiranih uzoraka koji su i dalje sadržavali fibrozno vezivno tkivo (54). Također je zabilježena pojačana stanična aktivnost i gustoća ljudskih gingivalnih fibroblasta i ekspresija integrina na cirkonij-oksidnim površinama tretiranim hladnom atmosferskom plazmom u razdoblju od 30 i 60 sekundi, prilikom korištenja helija kao plina nosača. Nakon tretmana od 90 sekundi i duže, aktivnost ovih stanica krenula je opadati, što upućuje da hladna atmosferska plazma ima rano i kratko pozitivno djelovanje na cirkonij-oksidnoj površini (55). Plazmom obrađene cirkonijske površine pokazale su povećanje nanotvrdoće zbog povećanog sadržaja cirkonija u premazu te povećani osteogeni potencijal, bolja mehanička svojstva i otpornost na koroziju (56).

### 2.5.2. Kemijske i elektrokemijske modifikacije

Kemijska imobilizacija ili funkcionalizacija može dodatno poboljšati bioaktivnost cirkonijoksidnih implantata, zbog čega se široko istražuje i klinički primjenjuje jetkanje implantata kiselinom. Prednosti jetkanja su homogeno hrapavljenje bez obzira na veličinu i oblik materijala što povoljno djeluje na adheziju i proliferaciju osteoblasta na površini, povećanje površine implantata za oseointegraciju, a ne uzrokuje opterećenje i naprezanje na površini. Može se provesti s fluorovodičnom, dušičnom ili sumpornom kiselinom. Toplinska obrada nakon jetkanja pomaže zaglađivanju oštih rubova uzrokovanih samim postupkom. Kombinacija topline i jetkanja kiselinom može smanjiti savojnu čvrstoću cirkonijevog oksida, zbog transformacije u monoklinsku fazu i degradacije pri niskim temperaturama (57). Kombinacija mehaničkih i kemijskih modifikacija te sol-gel metode također su primjenjivane na cirkonij-oksидnim implantatima. Pjeskareni cirkonijev dioksid kemijski se tretira kalijevim i natrijevim hidroksidom i fluorovodičnom kiselinom. Zabilježeno je i da inkorporacija fluorida na cirkonijevom dioksidu rezultirala u kontaktu površine implantata s kosti od 81% (58). U drugoj studiji potvrđena je značajna redukcija triju vrsta mikroorganizama u biofilmu, i debljine biofilma na pjeskarenim i kiselinom jetkanim cirkonij-oksидnim implantatima (SLA, engl. *sandblasted, large grit, acid etched*), u usporedbi s Ti-SLA(59). Sol-gel metoda, kemijski postupak koji se koristi za dobivanje staklastih i keramičkih materijala, najčešće u obliku praha, upotrebljavao se za modifikaciju fluorovodičnom kiselinom jetkanih titanskih implantata s  $ZrO_2-SiO_2$  koloidnom fazom. Ovaj postupak nije promijenio biokompatibilnost titanija, ali je pružao zaštitu od korozije(60).

Elektrokemijska anodizacija tehnika je koja uključuje uranjanje ciljnog metalnog supstrata kao anode i neciljanog metalnog supstrata kao katode, u elektrolit koji sadrži vodu i fluoride, spojen preko istosmjernog napajanja. U optimalnim uvjetima, kontrolirane nanostrukture metalnih oksida, kao nanotubuli ili nanopore, stvaraju se na površini anode (61). Ista se tehnika u posljednje vrijeme koristi za izradu cirkonij-oksидnih nanotubula i nanopora na površini cirkonij-oksидnih implantata (62). Jedna od novih metoda je tehnika elektrokemijske dezoksidacije (ECD, engl. *electrochemical deoxidation*) kojom se uklanja kisik iz krutih metalnih oksida elektrolizom rastaljene soli. Sugerirano je da cirkonijev dioksid tretiran ECD-om pokazuje dobro raspoređenu mikroporoznost, niske kontaktne kutove tj. dobru hidrofilnost te blago smanjenje kristala u monoklinskoj fazi (63).

Sljedeća studija uspoređivala je bioaktivnost cirkonij-oksидnih implantata modificiranih cirkonij-oksидnim nanotubulima, i običnih cirkonij-oksидnih implantata, upotrebljavajući

osteoblaste *in vitro*, i zabilježila pojačanu inicijalnu adheziju i širenje na nanotubulima, zajedno s visoko organiziranim citoskeletom, pojačanu aktivnost alkalne fosfataze i mineralizaciju (64). Žarenje nanotubula povećalo je otpornost na koroziju u usporedbi s ogoljenim cirkonij-oksidiom, i pomoglo formaciji cirkonij-oksidnih nanotubula. Hidrofilnost površina cirkonij-oksidnih nanotubula povećala se smanjenjem njihovih promjera i žarenjem, ali te promjene također uzrokuju i površinske pukotine. Hidrofilnost se smanjuje starenjem, nakon što su nanotubuli bili izloženi zraku 105 dana (65).

### 2.5.3. Bioaktivni premazi

Na cirkonij-oksidnoj keramici razvijeni su da bi povećali funkciju osteoblasta, potaknuli formiranje hidroksiapatita, doprinjeli osteogenezi i ostvarili antibakterijska svojstva (66). Zabilježena su poboljšanja bioaktivnosti prema pojačanoj oseointegraciji i integraciji mekog tkiva na cirkonij-oksidnim implantatima (67).

#### 2.5.3.1. Kalcijev fosfat

Kalcijev fosfat (CaP) je esencijalna mineralna komponenta kosti, koja stimulira popravak kostiju te njegova ugradnja u implantat može dovesti do brzog uspostavljanja integracije između kosti i implantata (68). CaP premazi poboljšavaju taloženje kalcija i adheziju proteina na cirkonij-oksidnim implantatima, što poboljšava površinsku bioaktivnost. Jedna studija izvještava o stabiliziranom sloju beta-trikalcij fosfata ( $\beta$ -TCP) na cirkonij-oksidnim implantatima kemijskim taloženjem i hidrotermalnom obradom. Takvi  $\beta$ -TCP premazi povećali su *in vitro* taloženje apatita u otopini simulirane tjelesne tekućine te potaknuli adheziju serumskih proteina na cirkonij-oksidne supstrate (69). CaP premazi imaju slabu čvrstoću vezivanja sa cirkonij-oksidnim supstratima, posebno oni dobiveni metodom fizičkog taloženja. Da bi se čvrstoća vezivanja pojačala, pokušane su metode poput dodatnog premaza fluorovodičnom kiselinom, laserski tretman (prije CaP premaza), te hidrotermalno sinteriranje (nakon CaP premaza) (67,70).

### 2.5.3.2. Hidroksiapatit

Jedan od najstabilnijih i najmanje topljivih oblika CaP-a. Zbog slične kristalne strukture caklini, dentinu i alveolarnoj kosti, hidroksiapatit (HA) se upotrebljava za poboljšanje osteogenog potencijala na mjestima koštanog defekta (71). Upotreba termičke obrade na cinku (Zn) premazanom hidroksiapatitom (ZnHA) te potom premazanom cirkonij-oksidsnim supstratom (1200°C dva sata, nakon premazivanja), pretvara dio ZnHA premaza u druge kristalne strukture, kao što su  $\beta$ -TCP i kalcijev cirkonij-oksid, što stabilizira premaz (72). Treba naglasiti da HA-om modificirani cirkonij-oksidsni implantati mogu uzrokovati odvajanje HA premaza suočeni s visokim okretnim momentom prilikom ugradnje implantata. Zbog toga se fokus stavlja na povećanje vezivne stabilnosti između HA premaza i cirkonij-oksidsnih supstrata (67,73). Jedna strategija je tretman infiltracije keramičke kaše prije premazivanja, čime se na cirkonij-oksidsnom supstratu formira porozni sloj, koji povećava kontaktno područje i posljedično povećava čvrstoću vezivanja (71). Alternativno, cirkonij-oksidsni supstrat može se premazati kombinacijom Y-TZP praška i HA kristala, što značajno povećava adhezijsku snagu na cirkonij-oksidsnoj površini (73). Porozne skele od cirkonijevog dioksida obložene s HA djeluju i kao sustav za transport lijekova za poboljšanje koštanog odgovora i osiguravanje pravilne oseintegracije (74).

### 2.5.3.3. Dopamin i polidopamin

Ovi amini mogu pomoći u adheziji i interakciji između staničnog materijala te je njihova upotreba za premaze predložena za povećanje bioaktivnosti površine cirkonij-oksida. Dopaminski premazi poboljšavaju adheziju stanica i proteina na način da utječu na stanične filopodije, tanke citoplazmatske projekcije u migrirajućim stanicama, na modificiranim cirkonij-oksidsnim implantatima (75). U usporedbi s HA i CaP premazima, dopaminski se postižu fizičkim uranjanjem u otopinu dopamin-hidroklorida te da bi bili jednakomjerno raspoređeni treba održavati stabilnu temperaturu od 37 do 50°C i konstantno miješati otopinu (76). Polidopamin dobiva se oksidacijom dopamina. Osim velike adhezivne sposobnosti, polidopaminski premaz poboljšava antimikrobna svojstva smanjenjem bakterijske adhezije, što ima pozitivnu ulogu u regeneraciji periimplantatnog mekog tkiva. Ovi premazi su *in vitro* pokazali pojačano izražavanje fibronektina, integrina  $\beta$ 1 te pojačanu sekreciju kolagena tip 1 i svakako se mogu upotrebljavati za integraciju mekog tkiva i oseintegraciju, u svrhu dugoročnog uspjeha implantoloških sustava (77).

#### 2.5.3.4. Biomakromolekularni premazi

Imobilizacija ovih biomolekula na površini materijala radi promicanja biološkog odgovora i biokemijskih svojstava naziva se biomimetičkom modifikacijom površine, odnosno biofunkcionalizacijom (57). Arginil-glicil-asparaginska kiselina (RGD), aminokiselinski slijed unutar proteina fibronektina, poboljšava stanične interakcije i bioaktivnost implantata. RGD premazivanje zahtijeva izvođenje pri umjerenim uvjetima, da bi se spriječila denaturacija proteina i peptida te zahtijeva uzastopne predtretmane jetkanjem kiselinom, plazmom i salinizacijom (78). Alternativni protokol za imobilizaciju RGD na cirkonij-oksadni supstrat je kovalentno vezivanje, uzastopnim uranjanjem u kisele i potom lužnate otopine, da bi se formirale hidroksilne skupine i osnažio RGD premazni sloj (79). Koštani morfogenetski protein 2 (BMP-2, engl. *Bone morphogenetic protein*) i faktor diferencijacije rasta 5 (GDF-5, engl. *Growth differentiation factor*) također su imobilizirani na površini cirkonij-oksida primjenom višestrukih tretmana punjenja hidrogelom. Pokazuju značajno poboljšanu aktivnost alkalne fosfataze i proliferaciju MG-63 stanica s osteoblastičnom aktivnošću (80).

#### 2.5.3.5. Bioaktivno staklo

Jedan od najpoznatijih remineralizacijskih materijala, kompozitni sustav koji se sastoji od  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$  i  $\text{P}_2\text{O}_5$ , a za komercijalnu je upotrebu označen kao Bioglass 45S5. Temeljna karakteristika mu je topljivost u vodi te precipitacija iona na površini u obliku amornog kalcijevog fosfata, koji se spontano transformira termodinamički stabilniji kalcijev hidroksiapatit. Biostaklo pozitivno djeluje u biološkom okruženju stvaranjem sloja HA između tkiva i materijala brzim kemijskim reakcijama, što može značajno smanjiti period cijeljenja nakon ugradnje implantata (81). Postoje pitanja o dugoročnoj stabilnosti ovog premaza na cirkonij-oksadnim implantatima zbog mehaničkih svojstava koja uzrokuju krhkost biostakla i različitih KTI implantata i premaza. U idealnim uvjetima biostaklo bi trebalo imati blago niži KTI od osnovnog materijala, što se može postići prilagođenom zamjenom alkalijskih i zemnoalkalijskih metala, tj.  $\text{Na}_2\text{O}$  s  $\text{K}_2\text{O}$ , te zamjenom  $\text{CaO}$  s  $\text{MgO}$  (82,83).

### **3. RASPRAVA**

Nije prošlo niti 20 godina otkad su keramički dentalni implantati dobili dozvolu za kliničku upotrebu u Europi (CE, fr. *Conformité Européenne*) i SAD-u (FDA, engl. *Food and Drug Administration*). Broj liječnika koji se odlučuju na bezmetalna rješenja u velikom je porastu, te je 2018. godine osnovano Europsko društvo za keramičku implantologiju (ESCI, engl. *European society for ceramic implantology*) koje predstavlja znanstvenu i na dokazima utemeljenu interesnu skupinu za implantologiju keramičkih implantanata sa sjedištem u Švicarskoj. Iako je materijal posve siguran za upotrebu, potrebno je još mnogo vremena i istraživanja za dobru procjenu funkcionalnosti i trajnosti keramičkih implantata, posebice za periode iznad 10 godina (1).

Biološki proces oseintegracije, najznačajniji čimbenik procjene dugotrajne uspješnosti liječenja ovisi o položaju kirurškog operativnog područja, kvaliteti kosti te površinskim modifikacijama samog implantata. Kontakt implantata i kosti (BIC) procjenjuje se histomorfometrijskom analizom procesa oseintegracije u različitim stadijima cijeljenja (42). Za procjenu stabilnosti tvrdih tkiva mjeri se udaljenost kosti od ramena implantata i dobiva vrijednost koju nazivamo rubni gubitak kosti (MBL, engl. *Marginal bone loss*). Za procjenu stabilnosti mekih tkiva koristi se plak indeks, te postupci sondiranja dubine džepa (PPD, engl. *Peri-implant probing depth*) i mjerenja zabilježenih krvarenja prilikom sondiranja (BOP, engl. *Bleeding on probing*) (1).

U retrospektivnoj sustavnoj studiji (84) koja je analizirala desetogodišnje praćenje na 26 postavljenih jednodijelnih implantata (WHITE-SKY, Bredent) u deset pacijenata, zabilježen je prosječni MBL od  $0.92 \pm 0.97$  mm desetljeće nakon opterećenja. Procjene su izvršene mezijalno i distalno po periapikalnim RTG snimkama koje su bile snimane svakih šest mjeseci nakon operacije. Također, izuzme li se gubitak kosti unutar prve godine od operacije, prosječni MBL iznosio je samo 0,37 mm, što zadovoljava Albrektssonov kriterij (85). Zabilježena je i statistički značajna razlika u resorpciji u estetskoj i postraničnoj regiji, te između pojedinačnih implantata i onih s više sidara povezanih u mostove. Implantati pod mostovima pokazuju jednolikiju raspodjelu sila, zbog čega je krestalna kost pod manjim opterećenjem, a razina kosti bolje očuvana. Razlog dobre očuvanosti razine kosti može biti i zbog samog materijala implantata, s obzirom da literatura navodi manju adherenciju plaka na cirkonij-oksidnim u usporedbi s titanskim površinama (86), a i zbog odsutnosti mikropukotine na spoju tijela i nadogradnje implantata koja može potaknuti proliferaciju bakterija na pukotinama velikim samo 10  $\mu$ m (87). Parodontni indeksi pokazali su dobro zdravlje periimplantatnog tkiva, s višom razinom krvarenja i tri patološke dubine sondiranja, ali bez bolova i parestezija te bez znakova

periimplantitisa. Ukupno preživljenje uključenih implantata nakon deset godina iznosi 100% (84).

Sljedeća je klinička studija (88), osim kliničkih parametara, procjenjivala i dugoročno zadovoljstvo pacijenata i mikrobiološku kontaminaciju prilikom usporedbe 83 jednodijelna cirkonij-oksida implantata (Z-Look 3, Z-Systems) s kontrolnom grupom od 570 prirodnih zubi u 28 pacijenata, uz prosječan period praćenja od 7 do 8 godina nakon postavljanja implantata. Procjena estetskog izgleda implantata i pripadajućeg protetskog nadomjeska izražena je ružičastim estetskim rezultatom (PES, engl. *Pink esthetic score*) s rezultatom 0-2 za sedam čimbenika te je zabilježeno visoko pouzdanje pacijenata u cirkonij-oksidi materijal za implantate s najboljim rezultatom za boju sluznice. Mikrobiološka kontaminacija analizirana je u relativnim vrijednostima s Paro Check 20 (Greiner Bio-One) testom za uzorkovanje DNA za semikvantitativnu detekciju do 20 bakterija udruženih s pojavom parodontitisa i periimplantitisa, koje su potom udružene u bakterijske komplekse objavljene u istraživanju Socransky i sur. (89). Unatoč stabilnosti mekog tkiva i niskom afinitetu za plak, zabilježene su više vrijednosti PPD te promjene mikrobiološke populacije u implantatnoj skupini. Nakon godinu dana praćenja prevladavale su bakterije ljubičastog kompleksa, dok je nakon 7 do 8 godina porast u broju bakterija i pomak s dominantnom prisutnošću bakterija crvenog kompleksa, za koje se smatra da igraju bitnu ulogu u razvoju parodontitisa (90).

Pretpostavlja se da mehanička kontrola plaka ne može samostalno zaustaviti bakterijsko opterećenje, unatoč odsustvu mikropukotine zbog jednodijelnih sustava. Ipak, stopa preživljavanja nakon 7 do 8 godina iznosila je 100%, s biološkim oštećenjima promatranim kod jednog pacijenta s poviješću parodontitisa, s povećanom koštanom resorpcijom, PPD te razinom sondiranja spojnog epitela (CAL, engl. *Clinical attachment level*) za obje promatrane skupine. Treba naglasiti da nije postojalo imedijatno opterećenje te da su zubi tijekom perioda oseintegracije bili zaštićeni udlagom ili adhezivno cementiranim provizornim radom do definitivnog rada, četiri mjeseca nakon operacije u mandibuli te šest u maksili (88).

U prospektivnoj kliničkoj studiji (91) 52 pacijenata tretirano je s ukupno 76 dvodijelnih implantata (ZERAMEX® T, Dentalpoint AG). Tijelo i nadogradnja implantata izrađeni su od cirkonijevog dioksida visoke gustoće. Potpuno keramičke krunice izrađene su od litij-disilikatne staklokeramike (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent AG) te adhezivno cementirane kompozitnim cementom (Panavia™ F, Kuraray). Po potrebi je rađen sinus-lift, augmentacija kosti ksenogenim koštanim mineralima i kolagenom membranom. Periapikalne snimke rađene



su prije postavljanja, nakon operacije, po postavljanju suprastrukture i godinu dana nakon opterećenja. Zabilježen je prijelom dvije nadogradnje u dva različita pacijenta te u oba slučaju frakturirani dio odstranjen, a nova krunica uspješno postavljena. U razdoblju od deset mjeseci nakon opterećenja pet implantata je izgubljeno. Klinički znakovi pokazivali su pomičnost implantata, ali bez boli i neugode te zdravo periimplantatno tkivo bez znakova upale ili infekcije. Analiza jednog implantata elektronskim mikroskopom pokazala je potpunu odsutnost koštanih ostataka na površini implantata, što sugerira iznenadan mehanički slom na sučelju implantata i kosti. Ukupna stopa preživljenja nakon dvije godine bila je 87%. Za neinfektivni proces koji rezultira koštanom resorpcijom koristimo naziv aseptično popuštanje i ima razgranatu etiologiju (92).

Retrospektivna klinička studija (93) proučavala je uspjeh dvodijelnih keramičkih implantata (Patent™, Zircon Medical), s cementiranim nadogradnjama od staklenih vlakana, u postraničnim regijama obje čeljusti. Nezadovoljavajuća primarna stabilnost na osam implantata, rezultirala je ranim gubitkom prije opterećenja. Nakon perioda praćenja od devet godina, broj ispitanika se prepolovio, najvećim dijelom zbog nedostupnosti pacijenata te je konačni broj ispitanika iznosio 30 ljudi, s barem jednim implantatom. Zabilježen je jedan neuspjeh nakon 110 mjeseci u funkciji na mjestu donjeg molara. Srednja vrijednost MBL bila je manja od 1mm. Najveća zabilježena PPD iznosila je 6mm kod dvaju pacijenata. Kod jednog pacijenta zabilježena je recesija u iznosu 2mm na lingvalnoj strani transgingivnog dijela. Nakon dvije godine praćenja, 10 implantata s dijagnosticiranim periimplantatnim mukozitisom dobili su mehanički debridman te lokalnu terapiju klorheksidin diglukonom, dok su implantati dijagnosticirani s periimplantitisom tretirani Er:YAG laserom (engl. *Erbium-doped yttrium aluminium garnet laser*). Nakon devet godina praćenja, nisu pronađene razlike u vrijednostima BOP, kod pacijenata tretiranih zbog mukozitisa i implantitisa te netretirane skupine. Zabilježeno je šest lomova staklastih nadogradnji, a jedna se bila odcementirala. Sve su komplikacije uspješno riješene uklanjanjem fragmenata te postavljanjem novih nadogradnji i krunica. Količina plaka povećavala se s vremenom, ali nije bila statistički značajna.

Novije kliničke studije koje su procjenjivale funkcionalnost krunica i mostova na keramičkim implantatima izvještavaju o visokoj učestalosti tehničkih komplikacija, posebno otkrhuća i okluzalne hrapavosti na dvoslojnim sustavima nakon pet godina (94). Kao glavne prednosti i poboljšanja monolitnih restauracija smatraju se smanjeni troškovi i vrijeme izrade, visoka pouzdanost i stopa preživljavanja uz smanjenu stopu tehničkih komplikacija (95). Poboljšanje u translucenciji može se postići redukcijom koncentracije čestica glinice, a dodatkom većeg

sadržaja itrija te povećanjem kubične faze. Međutim, poboljšanje optičkih svojstava dovelo je do smanjenja čvrstoće i žilavosti (96).

Keramika s matricom od smole (RMC, engl. *Resin-matrix composite*) i polimerima infiltrirana keramička mreža (PICN, engl. *Polymer infiltrated ceramic network*) izrađeni CAD/CAM sustavom, predstavljeni su kao fleksibilniji i elastičniji materijali koji spajaju pozitivna svojstva keramike i polimera. Zbog svoje dvojne mreže i Youngovog modula elastičnosti sličnom dentinskom, PICN bi mogao povoljnije apsorbirati i distribuirati okluzalne sile, zbog čega je zanimljiv materijal za implantoprotetski nadomjestak (97).

#### **4. ZAKLJUČAK**

Prema istraživanjima mnogih autora, cirkonij-oksidni implantati pokazuju odlične rezultate nakon kratkog i srednje dugog perioda praćenja do pet godina. Osim iznimnih estetskih vrijednosti, pokazuju dobru biokompatibilnost te ne izazivaju biološka oštećenja, a razlozi neuspjeha događaju se u aseptičkim uvjetima, te su uglavnom mehaničke ili tehnološke prirode, i vezane uz nadomjestak ili nadogradnju implantata, koje je u određenim sustavima moguće zamijeniti bez reimplantacije. Dvodijelni sustavi imaju mogućnost dodatne adaptacije kuta nadogradnje, čime je moguće preciznije usmjeriti opterećenje aksijalno, ali imaju veću mogućnost kolonizacije plaka i upalnih stanica na površini, zbog postojanja mikropukotine. Unatoč osteokonduktivnoj prirodi, modifikacijom površine keramike postižu se vrijednosti oseintegracije kojom pariraju titanskim implantatima. Hrapave površine povećavaju vezivnu površinu između implantata i kosti, a različite bioaktivne tvari povećavaju bioaktivnost i adherenciju i diferencijaciju osteoblasta na površini. Glatke površine poželjne su u regiji integracije mekog tkiva. Rub keramičkih implantata nalazi se u razini gingive, što pogoduje olakšanom provođenju oralne higijene. Kako su relativno nov materijal za kliničku upotrebu, potrebno je mnogo znanstvenih istraživanja i dokaza o dugotrajnosti keramičkih implantata. Trend vodi prema nadomjescima koji kombiniraju pozitivne vrijednosti keramike i polimera te takvi materijali pokazuju modul elastičnosti dosad najbližnji dentinskom, čime bi se broj tehnoloških komplikacija mogao značajno umanjiti. Predstavljaju vrlo vrijednu alternativu titanskim implantatima za sve pacijente koji žele bezmetalna rješenja ili imaju kompromitirani parodontni status.

## 5. LITERATURA

1. Howe MS, Keys W, Richards D. Long term (10-year) dental implant survival: a systematic review and sensitivity meta-analysis. *J Dent.* 2019;84:9-21.
2. Van Brakel R, Noordmans HJ, Frenken J, De Roode R, De Wit GC, Cune MS. The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues. *Clin Oral Implant Res.* 2011;22(10):1172-8.
3. Stejskal J, Stejskal V. The role of metals in autoimmunity and the link to neuroendocrinology. *Neuro Endocrinol Lett.* 1999;20(6):351-64.
4. Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub J, Hellerich U, Assenmacher J et al. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region, *Int. J. Oral Maxillofac Surg.* 1994;23(6 Pt 2):450-2.
5. Toumelin-Chemla F, Rouelle F, Burdairon G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *J Dent.* 1996;24(1-2):109-15.
6. Sridhar S, Wilson Jr. TG, Palmer KL, Valderrama P, Mathew MT, Prasad S et al. In vitro investigation of the effect of oral bacteria in the surface oxidation of dental implants, *Clin. Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 2:562-75.
7. Lindhe J, Karring T, Lang NP. Klinička parodontologija i dentalna implantologija. Prema 4. engleskom izdanju. Zagreb: Naknadni zavod Globus; 2004.
8. Vanhakendover S. Endosseous screw-implants in aluminium ceramic (crystalline bone screw and Cerasand). *Actual Odontostomatol (Paris).* 1987;41(160 Spec No):627-40.
9. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992;68(2):322-6.
10. Ahmad I. Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts: an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1998;18(5):454-65.
11. Mehulić K. Gradivni materijali u implantoprotetici. [nastavni tekst]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2020. <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:270959>.
12. Špehar D, Jakovac M. Nove spoznaje o cirkonij oksidnoj keramici kao gradivnom materijalu u fiksnoj protetici. *Acta Stomatol Croat.* 2015;49(2):137-44.
13. Saldana L, Mendez-Vilas A, Jiang L, Multigner M, Gonzales-Carrasco JL, Perez-Prado MT et al. In vitro biocompatibility of an ultrafine grained zirconium. *Biomaterials.* 2007;28(30):4343-54.
14. Janner SF, Gahlert M, Bosshardt DD, Roehling S, Milz S, Higginbottom F et al. Bone response to functionally loaded, two-piece zirconia implants: a preclinical histiometric study. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(3):277-89.

15. Guo T, Gulati K, Arora H, Han P, Fournier B, Ivanovski S. Orchestrating soft tissue integration at the transmucosal region of titanium implants. *Acta Biomater.* 2021;124:33-49.
16. Chopra D, Gulati K, Ivanovski S. Understanding and optimizing the antibacterial functions of anodized nano-engineered titanium implants. *Acta Biomater.* 2021;127:80-101.
17. Do Nascimento C, Pita MS, de Souza Santos E, Monesi N, Pedrazzi V, Ribeiro RF et al. Microbiome of titanium and zirconia dental implant abutments. *Dent Mater.* 2016;32(1):93-101.
18. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000.* 2017;73(1):241-58.
19. Wu AY, Hsu JT, Chee W, Lin YT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Formos Med Assoc.* 2016;115(9):794-800.
20. Cobo-Vasquez C, Reininger D, Molinero-Mourelle P, Gonzalez-Serrano J, Guisado-Moya B, Lopey-Quiles J. Effect of the lack of primary stability in the survival of dental implants. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(1):14-9.
21. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:25-42.
22. Tha TP, Ganapathy D, Jain AR. Basal implants – a review. *Drug Invention Today.* 2018;10(3):3430-3.
23. Bidra AS, Almas K. Mini implants for definitive prosthodontic treatment: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;109(3):156-64.
24. Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV. Different loading strategies of dental implants: A Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *Eur J Oral Implantol.* 2008;1(4):259-76.
25. Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: Dental implants in fresh extraction sockets (immediate, immediate-delayed and delayed implants). *Cochrane Database Syst Rev.* 2006;18(4):CD005968.
26. Vetromilla BM, Brondani LP, Pereira-Cenci T, Bergoli CD. Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2019;121(3):398-403.e3.

27. Lopez CAV, Vasco MAA, Ruales E, Bedoya KA, Benfatti CM, Bezzon OL et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in zirconia and titanium dental implants. *J Oral Implantol.* 2018;44(6):409-15.
28. Cassetta M, Di Mambro A, Giansanti M, Brandetti G. The survival of morse connection implants with platform switch. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(5):1031-9.
29. Meloni SM, Lumbau A, Baldoni E, Pisano M, Spano G, Massarelli O, Tallarico M. Platform switching versus regular platform single implants: 5-year post-loading results form a randomised controlled trial. *Int J Oral Implantol (Berl).* 2020;13(1):43-52.
30. Cordaro L, Di Torresanto VM, Petričević N, Jornet PR, Torsello F. Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(5):536-42.
31. Wolfart S. Implantoprotetika-koncept usmjeren na pacijenta. Zagreb: Media ogled; 2015.
32. Cutrim ES, Peruzzo DC, Benatti B. Evaluation of soft tissues around single tooth implants in the anterior maxilla restored with cemented and screw-retained crowns. *J oral Implantol.* 2012;38(6):700-5.
33. Che WW, Duncan J, Afshar M, Moshaverinia A. Evaluation of the amount of excess cement around the margins of cement-retained dental implant restorations: the effect of the cement application method. *J Prosthet Dent.* 2013;109(4):216-21.
34. Kim KS, Han JS, Lim YJ. Settling of abutments into implants and changes in removal torque in five different implant-abutment connections. Part 1: Cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(5):1079-84.
35. Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Bragger U. Screw retained vs. Cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol 2000.* 2017;73(1):141-51.
36. Barišić M. Nove tehnologije u dentalnoj protetici. [diplomski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2016. <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:874077>
37. Schillingburg H, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett ES. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3. izd. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 1997.
38. Mešić K, Majnarić I, Obhodaš J, Baršić G, Mehulić K. Utjecaj starenja na sastav i površinu translucetne cirkonij-oksidge keramike. *Acta Stomatol Croat.* 2020;54(4):339-52.
39. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1141-50.
40. Sanon C, Chevalier J, Douillard T, Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Gremillard L. A new testing protocol for zirconia dental implants. *Dent Mater.* 2015;31(1):15-25.



41. Nishizaki M, Komasa S, Taguchi Y, Nishizaki H, Okazaki J. Bioactivity of NANOZR induced by alkali treatment. *Int J Mol Sci.* 2017;18(4):780.
42. Han JM, Hong G, Lin H, Shimizu Y, Wu Y, Zheng G et al. Biomechanical and histological evaluation of the osseointegration capacity of two types of zirconia implant. *Int J Nanomedicine.* 2016;11:6507-16.
43. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol* 2000. 2017;73(1):22-40.
44. Chopra D, Jayasree A, Guo T, Gulati K, Ivanovski S. Advancing dental implants: Bioactive and therapeutic modifications of zirconia. *Bioact Mater.* 2021;13:161-78.
45. Kimura Y, Matsuzaka K, Yoshinari M, Inoue T. Initial attachment of human oral keratinocytes cultured on zirconia or titanium. *Dent Mater J.* 2012;31(3):346-53.
46. Bacchelli B, Giavaresi G, Franchi M, Martini D, De Pasquale V, Trire A. Influence of a zirconia sandblasting treated surface on peri-implant bone healing: An experimental study in sheep. *Acta Biomater.* 2009;5(6):2246-57.
47. Al Qahtani WM, Schille C, Spintzyk S, Al Qahtani MS, Engel E, Geis-Gerstorfer J et al. Effect of surface modification of zirconia on cell adhesion, metabolic activity and proliferation of human osteoblasts. *Biomed Tech (Berl).* 2017;62(1):75-87.
48. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Thompson VP, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont.* 2006;19(5):442-8.
49. Balla VK, Xue W, Bose S, Bandyopadhyay. Laser-assisted Zr/ZrO<sub>2</sub> coating on Ti for load-bearing implants. *Acta Biomater.* 2009;5(7):2800-09.
50. Delgado-Ruiz RA, Abboud M, Romanos G, Aguilar-Salvatierra A, Gomez-Moreno G, Calvo-Guirado JL. Peri-implant bone organization surrounding zirconia-microgrooved surfaces circularly polarized light and confocal laser scanning microscopy study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(11):1328-37.
51. Taniguchi Y, Kakura K, Yamamoto K, Kido H, Yamazaki J. Accelerated osteogenic differentiation and bone formation on zirconia with surface grooves created with fiber laser irradiation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(5):883-94.
52. Hao L, Lawrence J, Chian KS. Osteoblast cell adhesion on a laser modified zirconia based bioceramic. *J Mater Sci Mater Med.* 2005;16(8):719-726.
53. Staehlke S, Oster P, Seemann S, Kruse F, Brief J, Nebe B. Laser structured dental zirconium for soft tissue cell occupation-importance of wettability modulation. *Materials (Basel).* 2022;15(3):732.

54. Brezavšček M, Fawzy A, Bachle M, Tuna T, Fischer J, Att W. The effect of UV treatment on the osteoconductive capacity of zirconia-based materials. *Materials (Basel)*. 2016;9(12):958.
55. Zheng M, Yang Y, Liu XQ, Liu MY, Zhang XF, Wang X et al. Enhanced biological behavior of in vitro human gingival fibroblasts on cold plasma-treated zirconia. *PloS One*. 2015;10(10):0140278.
56. Ivanova A, Surmenova M, Shugurov V, Koval N, Shulepov I, Surmenev R. Physico-mechanical properties of Ti-Zr coatings fabricated via ion-assisted arc-plasma deposition. *Vacuum*. 2018;149:129-33.
57. Karthigeyan S, Ravindran AJ, Bhat RT, Nageshwarao MN, Murugesan SV, Angamuthu V. Surface modification techniques for zirconia-based bioceramics: a review. *J Phar Bioallied Sci*. 2019;11(Suppl 2):131-134.
58. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):336-44.
59. Roehling S, Astanov-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.
60. Dlugon E, Pach K, Gaweda M, Jadach R, Wajda A, Lesniak M et al. Anticorrosive ZrO<sub>2</sub> and ZrO<sub>2</sub>-SiO<sub>2</sub> layers on titanium substrates for biomedical applications. *Surf Coat Technol*. 2017;331:221-9.
61. Gulati K, Li T, Ivanovski S. Consume or conserve: microroughness of titanium implants towards fabrication of dual micro-nano topography. *ACS Biomater Sci Eng*. 2018;4(9):3125-31.
62. Chopra D, Gulati K, Ivanovski S. Towards clinical translation: optimized fabrication of controlled nanostructures on implant-relevant curved zirconium surfaces. *Nanomater*. 2021;11(4):868.
63. Liu J, Hong G, Wu YH, Endo K, Han JM, Kumamoto H et al. A novel method of surface modification by electrochemical deoxidation: effect on surface characteristics and initial bioactivity of zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2017;105(8):2641-52.
64. Frandsen CJ, Brammer KS, Noh K, Connelly LS, Oh S, Chen LH, Jin S. Zirconium oxide nanotube surface prompts increased osteoblast functionality and mineralization. *Mater Sci Eng C*. 2011;31(8):1716-22.

65. Wang LN, Shen C, Shinbine A, Luo JL. Variation on wettability of anodic zirconium oxide nanotube surface. *Thin Solid Films*. 2013;531:277-83.
66. Murphy M, Walczak MS, Thomas AG, Silikas N, Berner S, Lindsay R. Toward optimizing dental implant performance: surface characterization of Ti and TiZr implant materials. *Dent Mater*. 2017;33(1):43-53.
67. Faria D, Pires JM, Boccaccini AR, Carvalho O, Silva FS, Mesquita-Guimaraes J. Development of novel zirconia implant's materials gradated design with improved bioactive surface. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;94:110-25.
68. Schunemann FH, Galarraga-Vinueza ME, Magini R, Fredel M, Silva F, Souza JCM et al. Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019;98:1294-1305.
69. Stefanic M, Krnel K, Kosmac T. Novel method for the synthesis of a  $\beta$ -tricalcium phosphate coating on a zirconia implant. *J Eur Ceram Soc*. 2013;33(15-16):3455-65.
70. Schickle K, Spitz J, Neuss S, Telle R. Biomimetic in situ nucleation of calcium phosphates by protein immobilization on high strength ceramic materials. *J Eur Ceram Soc*. 2018;38(1):271-77.
71. Miao X, Hu Y, Liu J, Huang X. Hydroxyapatite coating on porous zirconia. *Mater Sci Eng C*. 2007;27(2):257-61.
72. Sakthiabirami K, Vu VT, Kim JW, Kang JH, Jang KJ, Oh GJ et al. Tailoring interfacial interaction through glass fusion in glass/zinc-hydroxyapatite composite coatings on glass-infiltrated zirconia. *Ceram Int*. 2018;44(14):16181-90.
73. Pardun K, Treccani L, Volkmann E, Streckbein P, Heiss C, Destri GL et al. Mixed zirconia calcium phosphate coatings for dental implants: tailoring coating stability and bioactivity potential. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015;48:337-46.
74. Cho Y, Hong J, Ryoo H, Kim D, Park J, Han J. Osteogenic responses to zirconia with hydroxyapatite coating by aerosol deposition. *J Dent Res*. 2015;94(3):491-9.
75. Lee H, Dellatore SM, Miller WM, Messersmith PB. Mussel-Inspired surface chemistry for multifunctional coatings. *Science*. 2007;318(5849):426-30.
76. Zain NM, Hussain R, Kadir MRA. Surface modification of yttria stabilized zirconia via polydopamine inspired coating for hydroxyapatite biomineralization. *Appl Surf Sci*. 2014;322:169-76.

77. Liu M, Zhou J, Yang Y, Zheng M, Yang J, Tan J. Surface modification of zirconia with polydopamine to enhance fibroblast response and decrease bacterial activity in vitro: a potential technique for soft tissue engineering applications. *Colloids Surf B Biointer*. 2015;136:74-83.
78. Fernandez-Garcia E, Chen X, Gutierrez-Gonzalez CF, Fernandez A, Lopez-Esteban S, Aparacio C. Peptide-functionalized zirconia and new zirconia/titanium bioceramics for dental applications. *J Dent*. 2015;43(9):1162-74.
79. Hsu SK, Chang PL, Ho WF, Hsu HC, Liao HJ, Wu SC. Osteogenesis ability of biomimetic modified 3Y-TZP ceramic using chemical treatment. *Thin Solid Films*. 2015;596:118-27.
80. Bae Ms, Kim JE, Lee JB, Heo DN, Yang DH, Kim JH et al. ZrO<sub>2</sub> surface chemically coated with hyaluronic acid hydrogel loading GDF-5 for osteogenesis in dentistry. *Carbohydr Polym*. 2013;92(1):167-75.
81. Rizwan M, Hamdi M, Basirun WJ. Bioglass® 45S5-based composites for bone tissue engineering and functional applications. *J Biomed Mater Res A*. 2017;105(11):3197-223.
82. Skallefold HE, Rokaya D, Khurshid Z, Zafar MS. Bioactive glass applications in dentistry. *Int J Mol Sci*. 2019;20(23):5960.
83. Kirsten A, Hausmann A, Weber M, Fischer J, Fischer H. Bioactive thermally compatible glass coating on zirconia dental implants. *J Dent Res*. 2015;94(2):297-303.
84. Borgonovo AE, Ferrario S, Maiorana C, Vavassori V, Censi R, Re D. A clinical and radiographic evaluation of zirconia dental implants: 10-year follow up. *Int J Dent*. 2021;2021:7534607.
85. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.
86. Moller B, Terheyden H, Acil Y et al. A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: an in vivo and in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(5):638-45.
87. Park IS, Won SY, Bae TS. Fatigue characteristics of five types of implant-abutment joint designs. *Metals and Materials International*. 2008;14(2):133-8.
88. Lorenz J, Giuliani N, Holscher W, Schwiertz A, Schwarz F, Sader R. Prospective controlled clinical study investigating long-term clinical parameters, patient satisfaction, and microbial contamination of zirconia implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(2):263-71.
89. Socransky S, Haffajee A, Cugini M, Smith C, Kent R. Microbial complexes in subgingival plaque. *J Clin Periodontol*. 1998;25(2):134-44.

90. Cortelli S, Cortelli J, Romeiro R et al. Frequency of periodontal pathogens in equivalent peri-implant and periodontal clinical statuses. *Arch Oral Biol.* 2013;58(1):67-74.
91. Cionca N, Muller N, Mombelli A. Two-piece-zirconia implants supporting all-ceramic crowns. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(4):413-8.
92. Allain J, Le Mouel S, Goutallier D, Voisin MC. Poor eight-year survival of cemented zirconia-polyethylene total hip replacements. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81(5):835-42.
93. Brunello G, Rauch N, Becker K, Hakimi AR, Schwarz F, Becker J. Two piece zirconia implants in the posterior mandible and maxilla: A cohort study with a follow-up period of 9 years. *Clin Oral Implants Res.* 2022;00:1-12.
94. Spies BC, Balmer M, Jung RE, Sailer I, Vach K, Kohal RJ. All-Ceramic single crowns supported by zirconia implants: 5-year results of a prospective multicentered study. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(5):466-75.
95. Guth JF, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int.* 2019;50(7):512-20.
96. Sen N, Isler S. Microstructural, physical and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2020;123(5):761-68.
97. Pitta J, Hicklin SP, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen PC, Sailer I. Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(5):1091-97.

## **6. ŽIVOTOPIS**

Miroslav Barišić rođen je 25. veljače 1992. godine u Splitu. Završio je opću gimnaziju u Splitu 2010. godine te Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu pri kojem je diplomirao 2016. godine, na temu „Nove tehnologije u dentalnoj protetici“. Prisustvovao je u EDSA (engl. *European Dental Students Association*) programu razmjene na sveučilištu Comenius, Fakulteta medicine i dentalne medicine u Bratislavi 2015. godine. Redovito sudjeluje u kongresima raznih područja dentalne medicine te tečajevima trajne izobrazbe doktora medicine. Od 2018. godine zaposlen je u Domu zdravlja Splitsko – dalmatinske županije te trenutno radi u Splitu.

Reference objavljenih radova:

1. Bergman L, Dulčić N, Milardović Ortolan S, **Barišić M**, Mehulić K. Primjena visoko translucetne cirkonij-oksidge keramike u estetskoj zoni- prikaz slučaja. Vjesnik dentalne medicine. 2016;24(4):4-8.
2. Kovačić A, Hrenović J, Goić-Barišić I, **Barišić M**. Antibacterial effect of „Sanosil super25“ on multiple resistant bacteria *Acinetobacter baumannii* and *Klebsiella pneumoniae*. Infektol glasnik. 2020;40(3):86-90.