

Biološki utjecaj titanskih i cirkonij-oksidnih implantatnih nadogradnji na meka tkiva

Šabić, Haris

Professional thesis / Završni specijalistički

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:311097>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-05-06**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Haris Šabić

**BIOLOŠKI UTJECAJ TITANSKIH I
CIRKONIJ-OKSIDNIH IMPLANTATNIH
NADOGRADNJI NA MEKA TKIVA**

POSLIJEDIPLOMSKI SPECIJALISTIČKI RAD

Zagreb, 2021.

Rad je ostvaren u: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Naziv poslijediplomskog specijalističkog studija: Dentalna implantologija

Mentor rada: prof. dr. sc. Ketij Mehulić, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Danijela Matovina, dipl. lingv., prof. hrv. j. i knjiž.

Lektor engleskog jezika: Jelena Mijić, prof. eng. j. i knjiž.

Sastav Povjerenstva za ocjenu poslijediplomskog specijalističkog rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Sastav Povjerenstva za obranu poslijediplomskog specijalističkog rada:

1. _____
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 56 stranica

2 tablice

3 slike

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

Prvenstveno jedno najveće hvala dugujem svojoj mentorici, prof. Ketij Mehulić, koja mi je bila nepresušna motivacija i podrška u pisanju ovog rada, kao i u mom svakodnevnom kliničkom radu. Osim što mi je pomogla da naučim neopisivo puno o stomatološkoj protetici, učvrstila mi je i proširila ljudske vrijednosti koje su neophodne kako bih mogao na najbolji način pristupiti pacijentima.

Zahvaljujem i svim ostalim profesorima, docentima i predavačima sa Poslijediplomskog specijalističkog studija Dentalna implantologija od kojih sam imao priliku učiti, a istaknuo bih prof. dr. sc. Amira Ćatića, prof. dr. sc. Nikšu Dulčića i prof. dr. sc. Marka Jakovca.

Veliko hvala dugujem još jednoj svojoj mentorici, doc. dr. sc. Lani Bergman, koja mi je bila stručna i moralna podrška zadnjih godina. Hvala i svim mojim kolegama koji su doprinijeli da pohađanje Poslijediplomskog specijalističkog studija bude nezaboravno i od kojih sam također imao puno toga za naučiti.

Sažetak

BIOLOŠKI UTJECAJ TITANSKIH I CIRKONIJ-OKSIDNIH IMPLANTATNIH NADOGRADNJI NA MEKA TKIVA

Implantoprotetika je grana dentalne medicine koja se u zadnjih 20-ak godina jako razvila, a takav trend se i nastavlja. Sama uspješna oseointegracija implantata više nije jedini kriterij po kojem se smatra da će protetička terapija imati dugoročan uspjeh. Za dugotrajan uspjeh, osim oseointegriranog implantata, mora se postići i adekvatan odgovor mekih periimplantatnih tkiva. Integracija mekih tkiva oko implantata jedna je od ključnih točaka za uspjeh jer meka tkiva štite kost i implantat od prodora bakterija, sprječavaju recesiju gingive te resorpciju kosti uzrokovanu bakterijama. Materijal i oblik implantatne nadogradnje imaju važnu ulogu u biološkom odgovoru mekih tkiva.

Rad je baziran na pregledu dostupne znanstvene i stručne literature na engleskom jeziku, izabrane pretraživanjem na PubMedu po ključnim riječima titanij, cirkonij-oksidi, implantatna nadogradnja. Uključeni su radovi objavljeni unutar 10 godina, studije s najmanje 10 pacijenata i studije u trajanju od najmanje 1 godine. Prilikom evaluacije uzeti su u obzir sljedeći kriteriji: dubina sondiranja (PPD), krvarenje pri sondiranju (BOP), akumulacija plaka, recesije (REC), razina kosti (MBL) te biološke komplikacije.

Pregledom relevantne literature razvidno je da su titanijske implantatne nadogradnje još uvijek zlatni standard. Titanij ima dobra mehanička svojstva, biokompatibilan je i inertan. Međutim, zbog povećanih estetskih zahtjeva u suvremenoj dentalnoj protetici sve se više razmatra i primjenjuje cirkonij-oksidska keramika, posebice u slučajevima vrlo tanke sluznice. Zagovornici primjene cirkonij-oksidske keramike za izradu implantatnih nadogradnji navode biokompatibilnost kao glavni razlog primjene. Cirkonij-oksidi ne korodiraju, ne izazivaju alergije, bioinertni su i glatki, što je u kontroli plaka izuzetno važno svojstvo.

Ključne riječi: implantatna nadogradnja; titanij; cirkonij-oksidi; periimplantatno tkivo

Summary

BIOLOGICAL IMPACT OF TITANIUM AND ZIRCONIUM-OXIDE IMPLANT ABUTMENTS ON SOFT TISSUES

An effective implant osseointegration is no longer the only criterion of long-term success for prosthetic therapy. Long-term success is contingent on an adequate soft peri-implant response, in addition to the osseointegrated implant. The integration of soft tissues around the implant is one of the keys to success because soft tissues protect the bone and the implant from bacterial penetration.

The thesis is a result of a review of scientific and academic literature available in English, as selected in PubMed search by keywords including titanium, zirconium oxide, and implant abutment. It comprises papers that have been published in the past 10 years, studies involving a minimum of 10 patients, as well as studies conducted within a time frame longer than a year. The following evaluation criteria were applied: probing depth (PPD), bleeding on probing (BOP), plaque accumulation, recession (REC), marginal bone level (MBL), and biological complications.

A review of the relevant literature shows that titanium implant abutments continue to be the gold standard. Titanium is a biocompatible, inert material with good mechanical properties. However, as a result of increased aesthetic requirements in modern dental prosthetics, careful consideration has been given to the application of zirconium-oxide ceramics which is becoming increasingly popular, especially in cases of very thin mucosa. Proponents of the use of zirconium-oxide ceramics in the manufacturing of implant abutments cite biocompatibility as the main reason for such application. Zirconium-oxide is bio inert and smooth, which is an extremely important property in plaque control. It neither corrodes nor causes allergies.

Keywords: implant abutment; titanium; zirconia-oxide; peri implant tissue

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. SVOJSTVA GRADIVNIH MATERIJALA.....	4
2.1. POVIJESNI RAZVOJ GRADIVNIH MATERIJALA.....	5
2.2. OPĆA SVOJSTVA GRADIVNIH MATERIJALA.....	6
2.3. BIOKOMPATIBILNOST GRADIVNIH MATERIJALA.....	10
2.4. MEHANIČKA, BIOMEHANIČKA I BIOLOŠKA SVOJSTVA GRADIVNIH MATERIJALA.....	16
2.4.1. MEHANIČKA I BIOMEHANIČKA SVOJSTVA IMPLANTATNIH NADO- GRADNJI.....	17
2.4.2. BIOLOŠKA SVOJSTVA IMPLANTATNIH NADOGRADNJI.....	19
2.5. POVRŠINA GRADIVNIH DENTALNIH MATERIJALA.....	20
2.6. TITANIJ KAO IZBOR MATERIJALA ZA IZRADU IMPLANTATNE NADO- GRADNJE.....	22
2.7. CIRKONIJ-OKSID KAO IZBOR MATERIJALA ZA IZRADU IMPLANTATNE NADOGRADNJE.....	23
2.8. ALTERNATIVNA RJEŠENJA KAO IZBOR MATERIJALA ZA IZRADU IM- PLANTATNE NADOGRADNJE.....	25
3. ANATOMIJA PARODONTNIH TKIVA I PERIIMPLANTATNE MUKOZE.....	28
3.1. ANATOMIJA PARODONTNIH TKIVA.....	29
3.2. ANATOMIJA PERIIMPLANTATNE MUKOZE.....	32
3.3. PREGLED LITERATURE PO KLINIČKIM KRITERIJIMA.....	33
4. RASPRAVA.....	38
5. ZAKLJUČAK.....	41
6. LITERATURA.....	43
7. ŽIVOTOPIS.....	55

Popis skraćenica

CCS	- caklinsko cementno spojište
CP Ti	- <i>commercially pure titanium</i> ; komercijalno čisti titanij
HV	- <i>hardness Vickers</i> ; jedinica za tvrdoću
CAD	- <i>computer aided design</i> ; računalom potpomognuti dizajn
CAM	- <i>computer aided manufacturing</i> ; računalno potpomognuta proizvodnja
PEEK	- polietar eter keton
BioHPP	- <i>bio high performance polymer</i> ; bio-polimer visokih performansi
BOP	- <i>bleeding on probing</i> ; krvarenje pri sondiranju
PPD	- <i>pocket probing depth</i> ; dubina sondiranja
REC	- <i>soft tissue recession</i> ; recesija mekih tkiva (gingive)
MBL	- <i>marginal bone level</i> ; razina marginalne kosti

1. UVOD

U zadnjih 20 godina implantoprotetika doživjela je velik i značajan napredak. Nije više jedino bitno da implantat oseointegrira s kosti, već i da estetski rezultati implantoprotetičke terapije (posebno u frontalnom području) budu vrhunski. Upravo je iz tog razloga za kliničara prioritet postao odnos između protetičkog nadomjestka nošenog implantatom i periimplantatnog tkiva. Implantatna nadogradnja povezuje implantat s protetičkim nadomjestkom i zbog toga predstavlja jedan od najvažnijih biomehaničkih čimbenika u kompleksu fiksnog nadomjestka i podležuće strukture. Pritom materijal i oblik implantatne nadogradnje imaju važnu ulogu u biološkom odgovoru organizma (1-6).

Ovaj rad baziran je na pregledu dostupne znanstvene i stručne literature na engleskom jeziku izabrane pretraživanjem na PubMedu po ključnim riječima titanij, cirkonij-oksidi, implantatna nadogradnja. Uključeni su radovi objavljeni unutar 10 godina, studije s najmanje 10 pacijenata i studije u trajanju od najmanje 1 godine. Prilikom evaluacije uzeti su u obzir sljedeći kriteriji: dubina sondiranja (PPD), krvarenje pri sondiranju (BOP), akumulacija plaka, recesije (REC), razina kosti (MBL) te biološke komplikacije. Kao dodatna literatura, posebice za razmatranje strukture, kemijskog sastava, i kliničke primjene pojedinih materijala korištenih za izradu implantanih nadogradnji koristili su se brojni udžbenici na hrvatskom i engleskom jeziku.

Integracija mekih tkiva oko implantatne nadogradnje jedan je od kritičnih uvjeta za klinički uspjeh. Meka tkiva oko implantata imaju nekoliko važnih uloga: štite kost i implantat od prodora bakterija, sprječavaju recesiju gingive te resorpciju kosti uzrokovanu bakterijama (7).

Brojna pretklinička istraživanja upućuju na nedovoljno dobar spoj između implantatne nadogradnje i vezivnog pričvrstka zbog čega se površina oko samog implantata lakše kontaminira bakterijama što dovodi do upale okolnih tkiva (8-10). Titanij je godinama bio materijal izbora za izradu implantata i implantatnih nadogradnji zbog svojih mehaničkih svojstava i biokompatibilnosti, ali boja se uvijek navodila kao nedostatak (11-15). U modernije doba počinju se iz tog razloga koristiti estetski materijali kako bi riješili taj problem. Koriste se najviše cirkonij-oksidi implantatne nadogradnje jer su brojna istraživanja pokazala da uz bolju estetiku pokazuju značajno manju akumulaciju plaka, a time i manju pojavnost upala (8-17).

Zdravo periimplantatno meko tkivo koje okružuje implantatnu nadogradnju dijeli se u dvije različite zone: marginalnu i apikalnu zonu. Marginalnu zonu čini epitelna barijera i širine je 1.5 - 2 mm, dok apikalnu zonu čini vezivno tkivo bogato kolagenim vlaknima te sliči na ožiljkasto tkivo (širina 1.0 - 1.5 mm). Da bi se postigla dobra integracija mekih tkiva s površinom implantatne nadogradnje, gradivni materijal ne smije biti toksičan te je poželjno da potiče pričvrstak i rast okolnog tkiva (5, 18-20).

Esfahanizadeh i suradnici opisali su važnost obrade površine implantatne nadogradnje kako bi se dobio što bolji odgovor tvrdih i mekih tkiva: premaz hidroksiapatitom, plazma sprej s titanijevim oksidom, jetkanje kiselinom, laserska obrada. Njegov je zaključak da laserski nahrapavljena površina najviše povećava adheziju fibroblasta (21), dok su neka druga istraživanja pokazala da je adhezija bolja na poliranim površinama (22-25). Nesuglasje u znanstvenim i kliničkim studijama upućuje na potrebu za dodatnim analizama.

2. SVOJSTVA GRADIVNIH MATERIJALA

2.1. Povijesni razvoj gradivnih materijala

Materijali imaju bitnu ulogu u razvoju naše civilizacije. Naši preci bili su ograničeni vrstom i brojem dostupnih materijala te su mogli upotrebljavati samo one iz prirode (drvo, koža, kamen, kosti i sl.). Međutim, kad je čovjek počeo obrađivati i prilagođavati te materijale svojim potrebama (izrada oruđa, oružja i sl.), započinje razvoj civilizacije. Taj je proces bio uključen u svaku sferu čovjekova života, pa tako i u biomedicini. U starom Egiptu liječnici su prije 5000 godina koristili ljuske kokosova oraha kako bi liječili ozljede glave, a drvo i slonovaču za izradu umjetnih zuba. Prije oko 2500 godina zapisi Feničana, Grka i Rimljana potvrđuju da se i zlato koristilo za izradu protetičkih radova. Primjenjujući stečena iskustva i znanja, čovjek je pristupio i razvoju novih materijala kao što su bronca, mesing, željezne legure i sl. Kroz povijest ti su materijali imali toliko veliko značenje da su pojedina razdoblja nazvana prema materijalima koji su se tada rabili (kamenno, brončano, željezno te doba plastike). U novije doba, zahvaljujući novim spoznajama u znanosti i razvoju tehnologije, u mogućnosti smo dobiti novije materijale sa sve boljim svojstvima. Prema nekim izvorima, danas postoji oko 160 000 različitih materijala koji se svakodnevno koriste u našem životu. Broj osnovnih vrsta materijala znatno je manji, ali kombinacijom i varijacijama sastava i struktura materijala dobila se takva raznovrsnost.

Svi materijali koji se pojavljuju u prirodi mogu se podijeliti u četiri skupine:

1. Metali - anorganski materijali koji se sastoje od jednog ili više metalnih elemenata (mogu sadržavati i nemetale). Atomi su u metalima povezani metalnim vezama i uglavnom imaju kristalnu strukturu. Iz tog razloga metali imaju dobru toplinsku i električnu vodljivost, nisu transparentni već imaju metalni sjaj. Većina se metala može oblikovati postupcima lijevanja i deformiranja i imaju dobra mehanička svojstva na sobnoj temperaturi. Čisti se metali rijetko koriste, već se koriste uglavnom kao legure.

2. Polimeri - organske smjese bazirane na atomima vodika i ugljika. Nastaju polimerizacijom osnovnih strukturnih jedinica polimera u makromolekule. Imaju znatno lošija mehanička svojstva od metala zbog slabih sekundarnih veza u strukturi te nisu postojani na višim temperaturama. Polimeri su uglavnom električni i toplinski izolatori. Zbog svojih dobrih svojstava kao što su niska cijena, mala gustoća, mogućnost postizanja velikog raspona svojstava, imaju iznimno široku primjenu i sve su važniji materijal u svakodnevnom životu.
3. Keramike - spojevi metalnih i nemetalnih elemenata koji tvore kristalnu i amorfnu strukturu. One imaju nisku električnu i toplinsku vodljivost, a u usporedbi s metalima veću krutost, tvrdoću, značajno veću otpornost na trošenje i slabiju žilavost. Zbog svojih optičkih svojstava (mogu biti translucetne, ali i ne moraju) keramika je postala veoma poželjan materijal u dentalnoj medicini, posebice u dentalnoj protetici.
4. Kompoziti - heterogeni materijali koji se sastoje od dvaju ili više kemijski različitih materijala s jasnom granicom između njih. Takvi materijali imaju u potpunosti nova svojstva kakva nema nijedna njihova komponenta zasebno. Sastoje se od matrice i ojačala. Matricu čini vezivo u kompozitu, a ojačalo je glavni nositelj ukupnih svojstava kompozita. Najveća prednost kompozita u odnosu na druge materijale je mogućnost prilagođavanja svojstva materijala. Najčešća podjela kompozita je na metalne kompozite, polimerne kompozite i keramičke kompozite (26).

2.2. Opća svojstva gradivnih materijala

Opće je poznato da idealan materijal koji bi bio pogodan za sve indikacije u dentalnoj protetici ne postoji. Za pojedinu primjenu potrebno je definirati zahtjeve koje taj materijal mora ispuniti. Ti se zahtjevi značajno razlikuju prema mjestu primjene (npr. u biomedicini je važno da materijali budu korozijski postojani i biokompatibilni, dok u zrakoplovstvu materijali moraju imati dobra mehanička svojstva i malu gustoću).

Sva svojstva materijala rezultat su kemijskog sastava i strukture i najčešće se mogu kvantitativno izraziti. Svojstva materijala mogu biti konstantna ili mogu biti funkcija varijabli (npr. temperature, tlaka, vlažnosti i sl.). Svojstva materijala mogu se određivati i kvantificirati različitim ispitnim postupcima. Većina postupaka ispitivanja svojstava materijala je normirana i opisana odgovarajućim normama. Najčešća opća svojstva materijala važna za primjenu u dentalnoj protetici su: akustična, električna, kemijska, magnetna, mehanička, optička, radiološka, toplinska, tehnološka i tribološka svojstva. Zbog preglednosti podijeliti će se u mehanička svojstva (tvrdoća, čvrstoća, žilavost, elastičnost), fizikalna svojstva (gustoća, temperatura topljenja/kristalizacije, toplotna svojstva; toplotni kapacitet, koeficijent toplotnog širenja, toplotna provodljivost) te optička, električna, magnetna svojstva) te tehnološka koja se odnose na obradivost materijala i trajnost (obradivost, plastičnost, kovnost, ljevljivost, rezivost, zavarljivost). U ovom nas radu zanimaju i **tribološka svojstva** pa će i o tome biti riječi. Tribologija je znanstveno-stručna disciplina o površinama i relativnom gibanju i o pratećim aktivnostima. Pojam dolazi od grčke riječi *tribos* što u prijevodu znači trošenje, trenje i sl. Smanjenjem trenja i trošenja direktno se produljuje vijek trajanja proizvoda, povećava se učinkovitost i sigurnost u radu, a štede izvori energija i sirovina. Poznato je da su sve realne površine više ili manje hrapave. Hrapavost se kvantificira preko jednodimenzijskih parametara na osnovi dvodimenzijskog profila površine. Najčešća je metoda za mjerenje hrapavosti površine dodir elektroničkomehaničkim uređajem s ticalom ili korištenje laserskih profilometara. Profil površine dobiva se presijecanjem površine ravninom okomitom na smjer obrade. Na takvom profilu određuju se parametri hrapavosti koji su prema normi ISO 4287/1-1984 označeni sljedećim simbolima:

- vertikalni parametri hrapavosti: R_m , R_p , R_z , R_y (R_{max}), R_a , R_g
- horizontalni parametri hrapavosti: S_m , $S\lambda_q$, λ_a , L_0 , l_r , D
- parametri oblika neravnina profila: S_k , Δq , n_t , t_p .

Najvažniji i najčešći parametar koji se koristi kao osnovni kriterij za kvantifikaciju hrapavosti je srednja aritmetička udaljenost od profila R_a .

Trošenje je proces postupnog gubitka materijala s površine krutog tijela zbog dinamičkog dodira s drugim krutim tijelom, fluidom ili česticama. Mehanizam trošenja može se podijeliti u četiri skupine: abrazija, adhezija, zamor površine i tribokorozija. U rijetkim je slučajevima prisutan samo jedan mehanizam. **Abrazija** je trošenje istiskivanjem materijala djelovanjem tvrdih čestica ili izbočina. **Adhezijski mehanizam** trošenja nastaje zbog stvaranja adhezijskog spoja na mjestu dodira mikroizbočina na površini materijala. Kad su te adhezijske sile jače od kohezijskih sila u materijalu, dolazi do trošenja. **Zamor** površine je postupak odvajanja čestica s površine zbog cikličkih promjena naprezanja. **Tribokorozija** je mehanizam u kojem prevladavaju kemijske ili elektrokemijske reakcije materijala s okolišem. Naizmjenično dolazi do stvaranja i razaranja sloja produkata korozije na površini materijala. Radi se o vrlo tankim slojevima, stoga je to slabo intenzivan mehanizam trošenja.

Mehanička svojstva materijala određuju kako će se materijal ponašati pod djelovanjem vanjskog opterećenja. U dentalnoj medicini najvažnija mehanička svojstva su čvrstoća, granica razvlačenja, modul elastičnosti, istezljivost, žilavost, tvrdoća te dinamička izdržljivost. Njihove se vrijednosti mogu ispitati pomoću specijalne laboratorijske opreme. Vrste opterećenja uključuju vlak, tlak, savijanje i uvijanje (torzija). Opterećenje može biti statičko (opterećenje je konstantno tijekom vremena ili s malim porastom) i dinamičko (kad se intenzitet mijenja tijekom vremena). Svako, pa čak i najmanje opterećenje, izaziva deformaciju čvrstog tijela. Ta deformacija može biti elastična (deformacija nakon rasterećenja nestaje) ili plastična (deformacija postaje trajna nakon rasterećenja). Osnovna mehanička svojstva ispituju se sljedećim metodama i postupcima:

- **statičko vlačno ispitivanje** - najčešće primijenjeno ispitivanje mehaničkog svojstva koje se provodi na uređajima koji se zovu kidalice. Tijekom ispitivanja uzorak se kontinuirano opterećuje u vlačnom smjeru sve do loma, a grafički pisac registrira iznos produženja. Deformacija ovisi o modulu elastičnosti materijala E (Youngov modul) koji označava elastičnu konstantu materijala i ovisi o čvrstoći veze između atoma u kristalnoj rešetki ili amorfnoj strukturi. Što je modul elastičnosti veći, to je materijal krući, što znači da će za istezanje biti potrebno veće naprezanje. Granica razvlačenja (R_e) je ono naprezanje pri kojem elastična deformacija prelazi u plastičnu, tj. trajnu deformaciju;

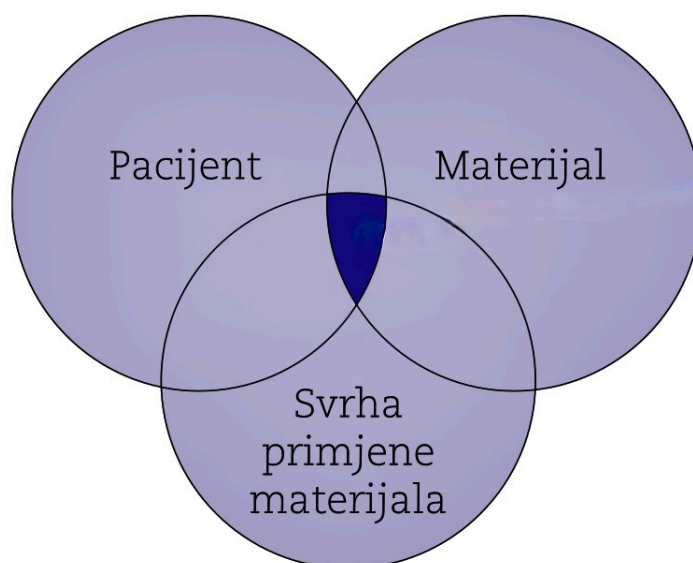
- **ispitivanje savijanjem** - ovaj se test provodi radi određivanja savojne čvrstoće materijala. Najčešće se provodi u tri točke, tako da trn djeluje na polovini razmaka između oslonaca ispitivanog uzorka;
- **tlačna ispitivanja** - vrlo je slično vlačnom ispitivanju, sile djeluju također aksijalno, ali u suprotnom smjeru. Pri ispitivanju dolazi do skraćivanja i proširenja ispitivanog uzorka. Dodirne površine ispitnih uzoraka moraju biti paralelne i fino obrađene. Ovakva svrsta ispitivanja najčešće se provodi na krhkim materijalima koji se lome nakon prelaska iz elastične u plastičnu deformaciju;
- **zamor materijala** - zamor materijala nastaje uslijed dugotrajnog i promjenjivog (dinamičkog) naprezanja te kao rezultat može imati razaranje materijala. Mehaničko svojstvo koje opisuje otpornost materijala prema pojavi zamora naziva se dinamičkom izdržljivošću. Svrha ispitivanja dinamičke izdržljivosti je utvrđivanje ponašanja materijala ili konstrukcija u uvjetima dugotrajnog djelovanja promjenjivog naprezanja. Uređaji pomoću kojih se rade ovakva ispitivanja zovu se pulzatori ili umaralice;
- **ispitivanje tvrdoće** - tvrdoća je otpornost materijala prema prodiranju drugog, znatno tvrdog materijala. Uređaji za mjerenje tvrdoće nazivaju se tvrdomjeri i u pravilu su jednostavniji i jeftiniji od nekih drugih uređaja kojima se ispituju druga mehanička svojstva. Utiskivači su različitih oblika (kuglice, stožac, piramida) i oni su opterećeni određenom silom i ostavljaju trag ili dubinu na ispitivanom predmetu. Najvažnije metode mjerenja tvrdoće za dentalne materijale su metode po Brinellu (HB) i po Vickersu (HV). Kod Brinellove metode kuglica od tvrdog metala utiskuje se u ispitivani objekt i nakon toga se mjeri promjer otiska na objektu, dok se za Vickersovu metodu rabi istostrana četverostrana piramida izrađena od dijamanta, što nam daje mogućnost da se testiraju i najtvrdi materijali;
- **udarni rad loma** (KU, KV) - provodi se s ciljem utvrđivanja kako se materijal ponaša u uvjetima udarnog opterećenja. Vrijednost udarnog rada loma pokazatelj je žilavosti materijala. Materijali visoke čvrstoće imaju mali udarni rad loma, dok materijali veće istezljivosti imaju i veći udarni rad loma (26).

2.3. Biokompatibilnost gradivnih materijala

Materijali u implantoprotetici moraju imati odgovarajuća mehanička i fizikalna svojstva kako s inženjerskog tako i s biološkog stajališta. Moraju se biointegrirati (tvoriti stabilnu cjelinu s okolnim tvrdim i mekim tkivom) i biti biofunkcionalni (tvoriti s okolnim biološkim strukturama funkcijsku cjelinu). U razmatranju biointegracije sagledavaju se dvije komponente; međuspoj stranog tijela i odgovor okolnog živog tkiva na strani materijal i pritom su od fundamentalnog značaja sastav i površinska topografija materijala od kojih su izrađene implantatne komponente. Biofunkcionalnost se zasniva na biološkoj, mehaničkoj i morfološkoj kompatibilnosti. Biološku kompatibilnost gradivnog materijala u dentalnoj implantologiji definira usna šupljina koja je s korozivnog i s mehaničkog aspekta izrazito agresivan medij. Morfološku kompatibilnost gradivnog materijala iz kojeg su izrađene pojedine implantatne komponente i tvrdog te mekog tkiva definira vrsta i kvaliteta površina u dodiru. Morfološka kompatibilnost snažno utječe na uspješnost implantoprotetičke terapije.

Biokompatibilnost je sposobnost materijala da izazove odgovarajući biološki odgovor u tijelu. Ona nije svojstvo vezano samo za materijal, već međudjelovanje materijala i biološke okoline u kojoj se nalazi. Nepoželjni utjecaj na organizam može se podijeliti u četiri skupine: sistemska toksičnost, lokalne reakcije, alergijske reakcije i ostalo. Ispitivanja se provode na tri razine: *in vitro*, istraživanja na životinjama i klinička ispitivanja na ljudima.

Usna šupljina je veoma agresivan i dinamičan medij gdje neprestano dolazi do promjene sastava, temperature, pH vrijednosti i količine sline. Međudjelovanje s određenim materijalom može ovisiti o općem zdravstvenom stanju pacijenta, lijekovima koje pacijent uzima te o nizu drugih čimbenika (dob, prehrambene navike, higijenske navike) (Slika 1.).



Slika 1. Prikaz međudjelovanja između materijala, njegove uloge u tijelu i biološkog medija. Sredina označava biokompatibilnost. [Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 26. Individualizirao i uredio Autor.]

Idealan materijal definiran je kao inertna tvar koja ne pokazuje međudjelovanje s okolnim tkivom niti ima kratkoročne ili dugoročne sustavne utjecaje. Međutim, takav materijal zapravo ne postoji, već je dokazano da svaki materijal u usnoj šupljini korodira te posljedično dovodi do nekog utjecaja na okolna tkiva. Takve tvari mogu direktno oštetiti stanice, prouzrokovati proizvodnju upalnih proteina te proizvodnju obrambenih stanica i molekula. Materijal koji je u kontaktu s biološkim tkivom potiče nespecifičnu apsorpciju proteina koji uzrokuju stvaranje divovskih stanica tipa stranog tijela iz makrofaga i monocita. Takve stanice stvaraju fibrozu avaskularnu kolagenu membranu između materijala i tijela.

Kroz povijest su se rabili razni materijali u nadomještanju tvrdih zubnih tkiva. Neki su materijali bili netoksični i bez posljedica za pacijente, dok su neki materijali uzrokovali prilično ozbiljne posljedice na pacijentovo zdravlje. Tek se oko 1930. godine javila potreba za kontrolom i reguliranjem materijala koji se koriste u dentalnoj medicini. Prva udruga čija je zadaća bila kontrola i izdavanje potvrda odobrenja za primjenu pojedinih materijala bila je

Američka udruga dentalne medicine (ADA). Danas sve moderne države imaju posebne odbore čija je zadaća razvoj, testiranje i praćenje primjene dentalnih materijala.

U današnje vrijeme se biokompatibilnost ne izjednačava s inertnošću materijala. Cilj današnjih materijala je da budu oblikovani i izrađeni tako da izazovu željenu reakciju tkiva, kao npr. poticanje rasta kosti, pospješeno cijeljenja pulpe, ispuštanje neke terapijske tvari kao npr. iona fluora u usnu šupljinu.

Već je spomenuto da se nepoželjni utjecaj na organizam može podijeliti u četiri skupine: sistemska toksičnost, lokalna reakcija, alergijska reakcija i ostalo.

Sistemska toksičnost nastaje uslijed ispuštanja tvari iz materijala postavljenog u usnoj šupljini te njihovog širenja putem probavnog trakta ili direktnom apsorpcijom u krv ili limfni sustav. Ispuštene tvari šire se na pojedinačne organe, organske sustave ili cjelokupno tijelo. Odgovor organizma ovisi o koncentraciji tvari, trajanju izlaganja te tvari, stopi, brzini i načinu izlučivanja te tvari iz organizma te koji su organi ili tkiva zahvaćeni. Toksičnost može biti akutna (nepoželjni učinci nastaju nakon oralne ili kožne primjene tijekom 24 sata ili udisanjem tijekom 4 sata) i kronična (razvoj nepoželjnih učinaka zbog dugotrajne izloženosti nekoj tvari ili materijalu). Srećom, sistemska toksičnost je iznimno rijetka pojava.

Lokalna reakcija događa se na mjestu (ili u neposrednoj blizini) dodira dentalnog materijala s tkivom u usnoj šupljini. Osim fizičkog dodira gradivnog materijala i tkiva, problem može nastati i uslijed ispuštanja tvari iz materijala. Kvaliteta i svojstva površine kao hrapavost ili poroznost, također utječu na odgovor tkiva. Hrapava površina protetičkog rada ili ispuna utječe na adherenciju epitela gingive, povećava adherenciju plaka, rast bakterija i kao posljedicu ima nastanak upalne reakcije. Osim upalne reakcije, može doći i do nekroze tkiva zbog izravne citotoksičnosti materijala. Ako materijal nije pravilno postavljen (loš ispun s prevjesom, predugačak rub krunice, neprikladna proteza), može mehanički oštetiti meka i tvrda tkiva u usnoj šupljini.

Alergijske reakcije klasificiraju se prema Gellu i Coombsu u četiri skupine (Tablica 1.):

Tablica 1. Podjela alergijskih reakcija prema Gellu i Coombsu

TIP	MEHANIZAM NASTANKA
I (trenutna reakcija - anafilaksija)	IgE-om posredovana
II (citotoksična reakcija)	IgG-om ili IgM-om posredovan protutijelo-antigen kompleks uzrokuje citolizu
III (imunokompleksi)	Nakupljanje protutijelo-antigen imunokompleksa u tkivu
IV (odgođena reakcija)	Ispuštanje citokina posredovano T-stanicama

Tip I, II i III su reakcije koje se događaju između antigena i protutijela, a tip IV reakcija uključuje aktiviranje imunskih stanica limfocita T. Kad se priča o dentalnim materijalima, najčešće su to tip I i IV alergijske reakcije. Alergijske reakcije u usnoj šupljini rijetka su pojava jer je oralna sluznica vrlo otporna na prodiranje antigena kroz epitel. Načini imunizacije i odgovora tijela drugačiji su na sluznicama u odnosu na kožu, stoga *prick* ili *patch* testovi nisu u potpunosti točni, već mogu samo uputiti na potencijalnu alergiju na određenu tvar.

Ostalo su djelovanja koja se odnose na mutageno ili kancerogeno djelovanje određenog materijala na tkivo. Sve se više istražuju promjene koje materijali mogu izazvati na staničnoj razini direktnim oštećenjem ili promjenom DNA. Neki materijali uzrokuju oštećenje koje stanični reparatorni mehanizmi uspijevaju ispraviti. Takvi se materijali mogu rabiti kad je njihova dobrobit veća od rizika koji nose. U tom je slučaju potrebno pratiti njihov dugoročni učinak jer tijekom vremena zbog raznih čimbenika reparatorni mehanizmi mogu imati smanjeni učinak te su moguća dugoročna oštećenja DNA. Kad dođe do oštećenja DNA koje sta-

nica ne može ispraviti ona može odgovoriti staničnom smrću - apoptozom. Na taj način negativni učinak oštećenja DNA ostaje vezan samo za tu stanicu. Ako dođe do promjene DNA ili staničnih mehanizama koji uzrokuju nekontrolirano umnožavanje stanica takav utjecaj materijala na tkivo naziva se kancerogenim. Takve su promjene vrlo opasne za ljudsko zdravlje i one mogu završiti letalno (27).

Ispitivanje biokompatibilnosti polazna je točka razvoja novih materijala. Nijedan materijal nije inertan u potpunosti i bez rizika za primjenu u ljudskom tijelu. Ispitivanje biokompatibilnosti započinje procjenjivanjem potencijalnog rizika. Rizik je združena vjerojatnost pojave štetnog utjecaja i ocjenjivanje njegove ozbiljnosti. Rizik se procjenjuje na nekoliko razina. Prikupljaju se dostupne informacije o materijalu te mogući štetni utjecaji na organizam. Važno je procijeniti moguću štetu i korist te kakav je stav društva prema prepoznatom riziku. Na kraju dolazi do kontrole i upravljanja prepoznatim rizikom ispitivanjem i certificiranjem materijala prije uporabe na tržištu (ISO 14971). Ispitivanje materijala i procjena rizika definirani su normama ADA, FDI, ISO i CEN. U Republici Hrvatskoj vrijede ISO norme koje su usklađene s regulativama Europske Unije te svaki proizvod koji dolazi na naše tržište mora sadržavati CE znak. U klasifikaciji medicinskih pomagala i dentalnih materijala koriste se dvije direktive CD 90/385/EEC za aktivna ugrađena medicinska pomagala (AIMDD) i CD 93/42/EEC za medicinska pomagala (MDD). One pokrivaju široki spektar materijala i pomagala koji se rabe u medicini i MDD ih dijeli u četiri klase.

Klasa I - materijali i pomagala koji imaju nizak rizik za uporabu (npr. dentalni vosak, artikulatori)

Klasa IIa - materijali i pomagala koji imaju srednje nizak rizik (npr. otisni materijali, materijali za ispune na bazi smola)

Klasa IIb - materijali i instrumenti koji nose srednje visok rizik (npr. dentalni amalgam, rendgenski uređaji, intraosealni vijci i pločice)

Klasa III - materijali i pomagala koji su visokorizični (npr. umjetni kukovi, zalisci, pacemaker i defibrilatori).

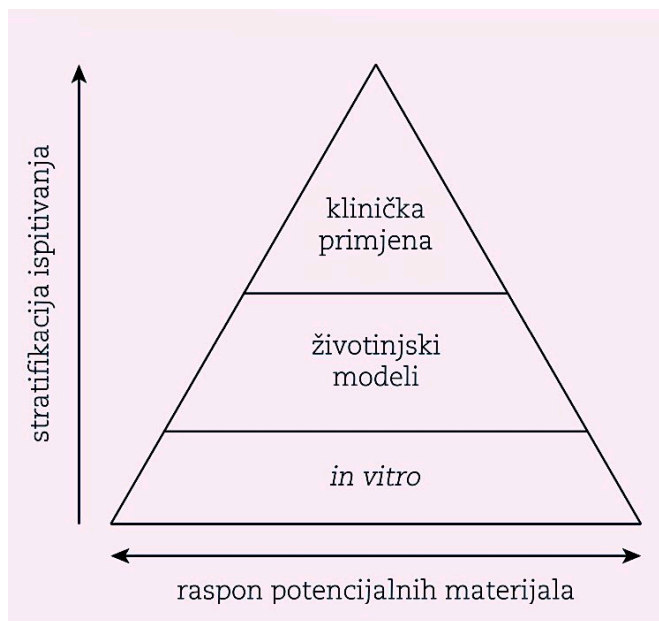
Oko 95% dentalnih materijala svrstano je u prve tri kategorije I, IIa i IIb. Materijali za koje se procijeni odmah u početku da nisu pogodni za primjenu u medicini odbacuju se i bez provođenja laboratorijskih i kliničkih ispitivanja. Materijali koji se pokazuju pogodnima za korištenje u ljudskom organizmu prolaze tri razine ispitivanja: *in vitro*, životinjski modeli, klinička ispitivanja (Slika 2.).

Ispitivanje ***in vitro*** osnovni je model testiranja biokompatibilnosti dentalnih materijala. Ima za cilj simulirati biološki odgovor na materijal koji se unosi u tijelo ili je u vanjskom kontaktu s tkivom. Naime, kulture stanice namjenski se razvijaju u laboratorijima i pri tome se može birati vrsta tkiva (epitelno, vezivno, živčano). Prednost je u tome što se sve radi pod kontrolom vrste i okruženja stanica, načina i trajanja kontakta s ispitivanim materijalom te precizno mjerenje odgovora tih stanica na materijal. Međutim, ova vrsta ispitivanja pokazuje i nedostatke. Postoji velik broj utjecaja u ljudskom tijelu koje je nemoguće prenijeti u *in vitro* uvjete i stoga se odgovor u ljudskom organizmu ne mora uvijek poklapati s odgovorom stanica razvijenih u laboratoriju.

Ispitivanja na životinjama su važan ali i kontroverzan način ispitivanja biokompatibilnosti materijala. Ovakav model pokazao se vrlo važnim u situacijama kad je za ispitivanje potreban biološki medij koji je u biološkoj i mehaničkoj funkciji. Najčešće životinje koje se koriste u te svrhe su: miševi, štakori, zečevi, svinje, koze, ovce, psi, mačke i sl. Nedostaci takvih istraživanja etičke su kontroverzije vezane za korištenje živih bića u ispitivanjima, ali i znanstvena upitnost mogućnosti usporedbe životinjskog modela i ljudskog organizma. Iako su u načelu biološka tkiva jednaka, razlike u odgovoru na gradivni materijal mogu biti značajno velike.

Klinička ispitivanja na pacijentima završna su faza testiranja biokompatibilnosti novih dentalnih materijala. U tu fazu ulaze samo oni materijali koji su dotad pokazali netoksičnost i dobru integraciju u tkivima. Takva istraživanja zahtijevaju visoku razinu kontrole i nadzora od strane znanstvenih i etičkih odbora nadležnih institucija. Prije početka istraživanja potrebno je prikupiti pismeni pristanak svih pacijenata te oni moraju biti upoznati sa svim mogućim nuspojavama koje su zabilježene nakon *in vitro* i ispitivanja na životinjskim modelima.

Dužnost je liječnika da za svaki materijal koji primjenjuje poznaje njegova svojstva, terapijske doze i pravilno ih primjenjuje te da se upozna s kontraindikacijama za njegovu uporabu i potencijalnim komplikacijama i nuspojavama u terapiji te načinima kako ih ukloniti ili umanjiti (27).



Slika 2. Prikaz piramide ispitivanja. [Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 26. Individualizirao i uredio Autor.]

2.4. Mehanička, biomehanička i biološka svojstva gradivnih materijala

Spoju između implantata i implantatnih nadogradnji u početku se nije davao velik značaj jer se smatralo da je to isključivo mehanički spoj. Međutim, danas se zna da taj spoj itekako ima utjecaja na razinu marginalne kosti. Iz tog razloga, veoma je važno znati koji će se sustav koristiti kako bi se postigao dugoročni uspjeh implantoprotetičke terapije. Danas se najčešće koriste dvodijelni implantatni sustavi koji omogućuju zatvoreno cijeljenje ispod ginge te raznovrsnost izbora implantatnih nadogradnji s obzirom na situaciju.

Materijali za izradu implantata i implantatnih nadogradnji ne smiju biti toksični, kancerogeni, radioaktivni i ne smiju uzrokovati upalne ili alergijske reakcije organizma, ali moraju biti inertni, netopljivi i otporni na koroziju. Od mehaničkih svojstava moraju imati odgovarajuću čvrstoću zbog dugotrajnosti. Od ostalih svojstava spominju se cijena, mogućnost sterilizacije, prihvatljiva estetska svojstva, površina koja omogućuje dobru higijenu, a poželjno je i da budu radiokontrastni te praktični za kirurški i protetički rad (28).

2.4.1. Mehanička i biomehanička svojstva implantatnih nadogradnji

Tri su glavne karakteristike kad se priča o mehaničkim i biomehaničkim svojstvima implantatnih nadogradnji: vrsta spoja, preciznost i stabilnost te promjena platforme (engl. *platform switching*).

Spoj između implantata i implantatne nadogradnje prema mehaničkoj konstrukciji može se podijeliti na: vanjski spoj s antirotacijskom zaštitom i unutarnji spoj s antirotacijskom zaštitom i bez nje. Vanjski spoj opisuje se kao ravni dosjed jer se sučelje implantata i implantatne nadogradnje nalazi na području ramena implantata. Mnogo rjeđe se mogu pronaći vanjski spojevi s koničnim dosjedom (engl. *morse taper joint*). Antirotacijsku zaštitu čini izbočina na implantatu koja ulazi u odgovarajuću udubinu na nadogradnji po principu ključ-brava, čime se sprječava zakretanje nadogradnje u odnosu na implantat. Najčešće se kao antirotacijska zaštita primjenjuju poligonalni oblici (trokutasti, kvadratični, u obliku vijka, šesterokutni, osmerokutni), od kojih se najviše koristi šesterokutni (tzv. heksagon). Spoj se osigurava vijkom koji se zateže okretnim moment ključem i time se priljubljuju spojne plohe. Unutarnji spoj definiran je položajem sučelja implantata i nadogradnje, uglavnom unutar implantata. Unutarnji spojevi mogu biti konični i nekonični. Kod koničnih spojeva spojne plohe implantata i implantatne nadogradnje međusobno su konične (obrnuti konus, vrh okrenut prema apikalno). Dužina i kut konusa razlikuju se među implantatnim sustavima. Sustavi s unutarn-

jim spojem najčešće imaju antirotacijsku zaštitu. Implantatna nadogradnja na sebi ima izbočine koje se zaglavljaju u udubine u implantatu. Nekad su se na tržištu mogli vidjeti sustavi gdje se implantatna nadogradnja na implantat pričvršćuje trenjem ili lijepljenjem, ali danas se uglavnom pričvršćuje vertikalnim vijkom.

Jedan od većih izazova današnjim proizvođačima je postići što veću **preciznost i stabilnost** dosjeda komponenti dvodijelnih implantatnih sustava. U samom proizvodnom procesu dolazi do pogrešaka, što za posljedicu ima određena odstupanja. Zanimljiva je činjenica da i kod sustava s antirotacijskom zaštitom dolazi do rotacijske slobode oko uzdužne osi između 2,9 i 5 stupnjeva, a vertikalni međuprostor kod ravnog dosjeda je i do 10 μm . Spoj između implantata i implantatnih nadogradnji podložen je stalnom opterećenju prilikom žvakanja (žvačne sile kod muškaraca 512 - 1019 N, a kod žena 383 - 678 N) i uslijed toga dolazi do elastične deformacije. Pritom, opterećenje se raspoređuje na različita područja spoja i prenosi se na kost koja okružuje implantat. Implantatni sustavi s koničnim unutarnjim spojem pokazuju znatno manje mikropomaka i deformacija između implantata, implantatne nadogradnje i vijka te odolijevaju znatno većim ekstraaksijalnim silama od sustava s vanjskim spojem (28).

Lazzara i Porter su 2006. godine opisali koncept **promjene platforme**. Ideja o promjeni vanjskog oblika spoja implantata i implantatne nadogradnje nastala je na temelju slučajnog nalaza (29). U prošlosti su se jedno vrijeme koristili implantati sa širokim tijelom za koje nisu postojale odgovarajuće nadogradnje pa su se morale koristiti uže. Rezultat toga bila je manja resorpcija kosti oko implantata. Kliničkim se analizama ustanovilo da se povećanjem razmaka između spoja implantata i implantatne nadogradnje i krestalne kosti smanjuje gubitak kosti (28).

2.4.2. Biološka svojstva implantatnih nadogradnji

Nedostatak dvodijelnih implantatnih sustava je u tome što se ne postiže potpuno **brtvljenje** između tijela implantata i implantatne nadogradnje. Veličina međuprostora kod ravnog dosjeda iznosi od 10 do 100 μm , ali i kod implantatnih sustava s unutarnjim koničnim spojem postoje mikropukotine. Dodatne se šupljine nalaze ispod glave vijka koje su preko unutarnjih navoja povezane s međuprostorom na spoju implantata i implantatne nadogradnje. Žvačne sile uzrokuju dodatno povećanje mikropukotina između implantata i nadogradnji. Laboratorijska su istraživanja dokazala da kroz spoj implantata i nadogradnji prolaze bakterije i bakterijski metaboliti. To se naziva **mikropropusnost**. Međuprostori između implantata i implantatnih nadogradnji omogućuju bakterijsku kolonizaciju. Stvaranje biofilma je svojstvo svim površinama koje su izložene prirodnom okruženju, pa tako i površinama biomaterijala koji se koriste za rekonstrukciju oralne funkcije. Stvaranje biofilma je moguće zbog sila koje potiču adheziju bakterija i salivarnih proteina, poput van der Waalsovih sila, elektrostatskih interakcija i kiselih spojeva.

Unutrašnjost implantata je do trenutka vađenja iz pakiranja sterilna, dok poslije, uslijed otvaranja implantata, uzimanja otiska s transferima i postavljanja implantatne nadogradnje, može doći do kontaminacije unutrašnjosti implantata. Novija istraživanja su dokazala postojanje spektra aerobnih i anaerobnih mikroorganizama u obliku intraimplantatnog mikrobioma. Tome u prilog ide i činjenica da postoji mikroprostor između implantata i implantatne nadogradnje pa dolazi do ulaska sline s ostacima hrane i mikroorganizmima u unutrašnjost implantata pod djelovanjem sile i peristaltičke pumpe (28).

Gubitak kontakta između kosti i implantata započinje u krestalnoj razini periimplantatnoga tkiva. Najčešći uzroci ranog gubitka kosti su: kirurška trauma, okluzijsko preopterećenje, periimplantitis i struktura krestalne kosti, mikroprostor između implantata i implantatne nadogradnje te uspostava biološke širine. Kod dvodijelnih implantatnih sustava uočena je prisutnost upalnog staničnog infiltrata (neutrofili) 0,5 mm koronarno od mikropuko-

tine spoja nadogradnje i implantata, što je povezano sa znatnim gubitkom kosti oko implantata. Kod jednodijelnih implantatnih sustava taj fenomen nije uočen (30).

Bit će potrebno još istraživanja o ovoj temi, a cilj je poboljšanje spoja između implantata i nadogradnje te razvoj antibakterijskih svojstava unutarnjih površina implantata kako bi osigurali dugoročnu stabilnost tkiva oko implantata.

2.5. Površina gradivnih dentalnih materijala

Kako bismo postigli estetsku i funkcionalnu trajnost protetičkih radova u implantoprotetici potrebno je smanjiti mogućnost adhezije bakterija i formiranje plaka na površini nadomjestaka te povećati otpornost površine gradivnih materijala na koroziju. Za postupak površinske obrade, odnosno proces abrazije, koriste se abrazivna sredstva čija je tvrdoća veća od tvrdoće objekta koji se obrađuje. Sredstva za obradu dijele se na prirodne i sintetičke abrazive. Sintetički abrazivi su zastupljeniji u svakodnevnom radu jer su jeftiniji i imaju bolja fizička svojstva. Mogu biti u obliku dijamantnih, karbidnih i čeličnih freza te u obliku diskova, kamenčića, kolutova i brusnih vrpca.

Usna šupljina je dinamičan medij, mijenja se temperatura, pH vrijednosti sline i žvačne sile. Osim toga, u usnoj šupljini obitava mnogo različitih mikroorganizama. Zbog svega toga usna šupljina je dosta agresivan medij za dentalne materijale i to je razlog zašto površine dentalnih materijala moraju biti otporne na sve te utjecaje. Dentalni materijali utječu na mehaničke, fiziološke i kemijske uvjete u usnoj šupljini. Odmah nakon četkanja na površinama zuba i dentalnih materijala stvara se pelikula bogata glikoproteinima iz sline na koju lako mogu adherirati mikroorganizmi (bakterije, virusi, gljive). Što se manje nepravilnosti nalazi na samoj površini nadomjestka, to će se manje plaka taložiti. Na sjajnim i glatkim površinama teže se zadržavaju ostaci hrane i plak, a isto tako i kvalitetno obrađene površine manje troše zube suprotne čeljusti.

Tijekom procesa **abrazije**, na dvjema plohama koje se dodiruju, događa se trošenje i trenje, a znanstveno-stručna disciplina koja se bavi problemima trenja i trošenja naziva se tri-bologijom. Trošenje je definirano kao postupni gubitak materijala s površine krutog tijela zbog dinamičnog dodira s drugim tijelom u krutom ili tekućem stanju.

Na abraziju utječe nekoliko čimbenika:

1. Tvrdća - tvrdća abraziva treba biti veća od tvrdće supstrata (materijal koji se obrađuje).
2. Veličina čestica abraziva - mogu biti male čestice (0 - 10 μm), srednje (10 - 100 μm) i velike (100 - 500 μm). S velikim česticama se površina supstrata jače abradira, ali površina ostaje hrapavija i grublje obrađena.
3. Oblik čestica abraziva - čestice nepravilna oblika s oštrim rubovima u kutovima abradiraju površinu supstrata brže i jače i ostavljaju dublje brazde.
4. Brzina - veća brzina znači i jaču abraziju.
5. Pritisak - jači pritisak abraziva izaziva jaču abraziju materijala.
6. Podmazivanje (lubrikacija) - ima dvije uloge. Jedna je da hladi supstrat i uklanja debris s njegove površine nastalog obradom, a drugi je da održava rezu učinkovitost abraziva čišćenjem njegove radne površine od debrisa.

Poliranje je završna faza obrade površine dentalnih materijala česticama abraziva vrlo malih dimenzija. To je postupak kojim veće brazde nastale početnom i grubljom obradom postupno postaju manje izražene dok ne dostignu širinu manju od 0,5 μm . Osoba će osjetiti brazde pod jezikom ako su dublje od 20 μm , ali ako su pliće od 2 μm , osjetit će vrlo glatku površinu. Poliranje kao završna faza doprinosi glatkoći površine, smanjuje adheziju dentalnog plaka, kamenca, pigmenta te pridonosi funkcionalnoj i estetskoj vrijednosti nadomjestka i štiti površinu od korozije (31).

2.6. Titanij kao izbor materijala za izradu implantatne nadogradnje

Titanij je porozan metal, srebrnasto - bijele boje, koji je vrlo rasprostranjen u prirodi, a najviše u rudama koje sadrže željezo (ilmenit - poznat kao titanijsko željezo). Najčešće se rabi naziv legirajući, a ne čisti titanij jer titanij nikad nije sasvim čist od primjesa (posebice od kiselika). Točka taljenja je vrlo visoka (1760°C). U usporedbi s Co-Cr legurama upola je manje gustoće ($4,5\text{ g/cm}^3$). Zbog male toplinske vodljivosti ne djeluje štetno na uporišni zub. Važno svojstvo titanija je njegova polimorfnost. Pojavljuje se u dvije alotropske modifikacije. On ima heksagonsku kristalnu strukturu koja je poznata kao α -faza. Na $882,5^{\circ}\text{C}$ ta se rešetka pretvara u kubnu (β -faza). Korozijska postojanost titanija je dobra. Pozitivna svojstva ovog metala su: velika mehanička otpornost, mala gustoća, dobra kovnost, nizak toplinski koeficijent širenja, otpornost na deformacije, postojanost prema koroziji i lužinama, radiološki je transparentan te omogućava kontrolu brušenja zuba nosača, izvanredno je biokompatibilan i ljudski ga organizam odlično podnosi. Titanij je izrazito reaktivan što omogućuje brzo razvijanje titanijeva oksida koji oblikuje vezu na mjestu dodira biološkog medija i metalne strukture. Takvo svojstvo površine doprinosi visokoj biokompatibilnosti i bioinertnosti u vrlo aktivnom i korozivnom mediju ljudskog organizma. Međutim, to samo usporava koroziju, što znači da je titanij nestabilan u mediju koji otapa oksidacijski sloj. Da bi se to spriječilo u ljudskom organizmu, potrebno je adekvatno tretirati površinu titanija (32).

Titanij i titanijeve legure često se nazivaju i "metalima budućnosti". Svećenik William Gregor davne 1791. godine prvi je otkrio mineral titanija i nazvao ga gregorit. Samo četiri godine kasnije njemački znanstvenik otkrio je isti element i nazvao ga titanij. Titanij se počeo primjenjivati tek u drugoj polovini 20. stoljeća. Najprije je svoju upotrebu dobio u ortopediji, dentalnoj implantologiji i ortodonciji, nakon čega i u dentalnoj protetici. Odličan je izbor kod osoba koje su alergične na nikal (Tablica 2.).

Postoje 4 vrste komercijalno čistog titanija (CP Ti) za dentalnu upotrebu, a sve sadržavaju male količine željeza, dušika i kisika. Njihov se udio povećava od tipa 1 prema 4, a samim time raste i čvrstoća. Da bi mu se poboljšala mehanička svojstva i snizila temperatura taljenja, titanij se legira s različitim elementima. Tip II najčešće se koristi u izradi krunica, tip III i IV za implantološke sustave, a tip IV za protezne baze (33).

Tablica 2. Svojstva titanija

Gustoća (g/cm ³)	4,4 - 4,5
Interval taljenja (°C)	1760 - 1860
Atomska masa	47,9
Vlačna čvrstoća (MPa)	240 - 900
Elongacija (%)	10 - 20
HV 10	125 - 350
Modul elastičnosti (GPa)	103 - 114
Atomski broj	22

2.7. Cirkonij-oksidi kao izbor materijala za izradu implantatne nadogradnje

Cirkon je mineral pronađen 1892. godine (34). Koristio se u svemirskim letjelicama kao vanjski zid zbog svoje visoke temperature tališta (2715 °C) (35). Cirkonij je sjajni, svjetlosrebrni tvrdi metal, otporan na lužine i kiseline, a samo ime dolazi od arapske riječi zargon što u prijevodu znači "zlatne boje".

Cirkonijev dioksid je svoju upotrebu u dentalnoj medicini pronašao u izradi krunica, mostova, *inlaya*, *onlaya*, *overlaya*, implantata i implantatnih nadogradnji te intraradikularnih kolčića. Cirkonij-oksidska keramika se najvećim dijelom (više od 90%) sastoji od cirkonij-di-

oksida ZrO_2 dok preostali dio čine stabilizatori i drugi dodaci. Cirkonij-oksidi dolaze u tri alotropske modifikacije: monoklinskoj, kubičnoj i tetragonskoj. Na sobnoj temperaturi nalazi se u monoklinskoj fazi, a povećanjem temperature od 1170°C prelazi u tetragonski oblik. Na temperaturi od 2370°C prelazi u kubični oblik. Kako bi se postigla njegova stabilnost i spriječila transformacija, dodaje mu se nekoliko različitih oksida (CaO , MgO , Y_2O_3 , CeO_2). Stabilizacija znači da se smanjuje temperatura transformacije iz tetragonske u monoklinsku fazu. Dodavanjem Y_2O_3 uspjela su se poboljšati svojstva cirkonijeva dioksida te se dobila itrijem stabilizirana cirkonij-oksidsna keramika (Y-PSZ) čija je glavna karakteristika finožrnata mikrostruktura (čestice $< 1\mu\text{m}$). Takav je oblik poznat i kao itrijsko-tetragonski cirkonijev polikristal (Y-TZP).

Cirkonij-oksidsna keramika ima bolja mehanička svojstva od ostalih biomaterijala (izrazito velika tvrdoća HV 1200, savojna čvrstoća 1000-1300 MPa zbog čega ga nazivaju i "keramičkim čelikom"). Zbog svih tih razloga (dobra kemijska, mehanička i estetska svojstva te dimenzijska stabilnost), cirkonij-oksidsna keramika danas je stekla veliku popularnost i primjenu u dentalnoj medicini. Za razliku od staklokeramike, s cirkonij-oksidsnom keramikom moguće je nadoknaditi i gubitak većeg broja zubi (36). Danas se cirkonij-oksidi najčešće koriste u monolitnom obliku (3Y-TZP) zbog svoje visoke čvrstoće, a time su eliminirani i nedostaci dvoslojnih nadomjestaka (37).

Cirkonij-oksidi inertni su materijali koji su otporni na koroziju, što doprinosi njihovoj biokompatibilnosti (38). Još jedna prednost ovog materijala je njegova niska površinska slobodna energija, zbog čega bakterije slabije adheriraju na njegovu površinu (39). Neki pak autori smatraju da je najveća prednost ovog materijala njegova visoka sposobnost poliranja, što pridonosi boljoj adheziji fibroblasta i epitelnih stanica na takvu površinu. Za razliku od titanijske, cirkonij-oksidsna keramika estetski je puno prihvatljivija (40).

Cirkonij-oksidsne nadogradnje imaju biološku prednost u odnosu na titanijske: manje su podložni akumulaciji plaka (41). Za uspjeh cirkonij-oksidsnih implantatnih nadogradnji važna je debljina stijenke od minimalno 0,5 mm, a na to često utječu položaj i nagib implantata (13). Estetski su puno prihvatljiviji, iako njegova snježno bijela boja može uzrokovati nastanak blijede sluznice oko implantata, ali ljudsko oko to vidi kao puno manji problem. U slu-

čaju da je potrebno, cirkonij-oksida nadogradnja može se korigirati obložnom keramikom kako bi se uspostavila boja sličnija prirodnom zubu (42, 43). Još jedan bitan nedostatak je proces starenja cirkonij-oksida, odnosno razgradnja pri niskim temperaturama. U vlažnom okruženju dolazi do fazne transformacije iz tetragonske u stabilniju monoklinsku fazu. Proces "starenja" kreće na površini te se nastavlja u unutrašnjosti keramike, što rezultira slabljenjem mehaničkih svojstava. Taj se problem odnosi samo na onaj dio koji je u izravnoj komunikaciji s usnom šupljinom, odnosno koji nije presvučen obložnom keramikom (44). Do "starenja" dolazi zbog visokog modula elastičnosti cirkonij-oksida (45). "Starenje" cirkonij-oksida uzrokuje smanjenu čvrstoću, gustoću i žilavost materijala, nastaju mikropukotine na površini u koje ulazi voda i uzrokuje koroziju (46, 47).

2004. godine Glauser i njegovi kolege prvi su put opisali sinterirani itrij-stabilizirani cirkonij-oksida i tad kreću velika istraživanja i saznanja, vezana uz biološko razumijevanje ovih materijala (48). Povećano korištenje cirkonij-oksida je povezano i s razvojem CAD-CAM tehnike (49). Zanimljivost je da se cirkonij-oksida prvo počeo koristiti u ortopediji, ali su ga danas zamijenili alumina - cirkonij kompoziti (37).

2.8. Alternativna rješenja kao izbor materijala za izradu implantatne nadogradnje

Osim gore navedenih materijala, titanija koji je još uvijek zlatni standard za izradu implantata i implantatnih nadogradnji te sve češće korištenog cirkonij-oksida, u literaturi se opisuju i drugi materijali od kojih se mogu izraditi implantatne nadogradnje, kao što su zlatne legure, aluminij-oksida keramike, staklokeramike, polietereketon i kompoziti.

Legure s visokim udjelom zlata. U početku se smatralo da će davati najbolje rezultate, no pokazalo se da imaju slabiju biokompatibilnost, a ni cijena im nije išla na ruku. Naime, periimplantatna tkiva ne adheriraju dovoljno dobro na površinu implantatne nadogradnje izrađene iz ovih materijala pa dolazi do recesije gingive i gubitka krestalne razine kosti. Još jedan

nedostatak je to što s vremenom korodira i mijenja im se struktura površine (postaje hrapavija), stoga se ne savjetuje korištenje u subgingivalnim područjima (20, 50, 51). Sanchez i suradnici svojim su istraživanjem dokazali da zlato pokazuje malo veći gubitak kosti oko implantata, veću akumulaciju plaka i iz tog razloga veće vrijednosti krvarenja pri sondiranju. Područje vezivnog tkiva prožeto je većom količinom makrofaga nego kod titanija ili cirkonij-oksida. Kod zlatnih legura stvara se duža epitelna barijera, a vezivni pričvrstak je kraći (20).

Aluminij - oksidna keramika. Laboratorijska istraživanja pokazuju da su implantatne nadogradnje izrađene iz aluminij-oksidne keramike manje čvrstoće od metalnih implantatnih nadogradnji (52). U studiji Junga navodi se podatak da je zabilježeno 7% lomova, što je glavni razlog da se danas više ne koristi u praksi u tu svrhu (13). U petogodišnjem istraživanju Andersson i suradnici dokazali su da se kost oko aluminij-oksidne keramike povukla više i da je nastala veća recesija gingive nego tamo gdje je bila titanijska nadogradnja (53).

Polietereeterketon (PEEK) je alternativni materijal izbora za implantatnu nadogradnju, ima dobra mehanička svojstva, lagan je i biokompatibilan (54). Materijal je koji obećava jer ima dobra mehanička svojstva (ako se ojača karbonskim vlaknima ima modul elastičnosti sličan kortikalnoj kosti). Radiolucentan je i ne izaziva sjene i artefakte na radiološkim snimkama. Savojna čvrstoća je 140 - 170 MPa. Bio HPP je modificirana inačica PEEK-a s još boljim svojstvima (nije zabilježena alergija na njega, nema metalnog okusa u ustima, odlična sposobnost poliranja, slaba adhezija plaka i dobra rezistencija na trošenje). Nedostatak mu je još uvijek boja jer je tamniji pa se izbjegava u estetskim zonama. Svoju primjenu našao je i u ortopediji i sportskoj medicini, a sasvim sigurno će u budućnosti imati i veću primjenu u implantoprotetici (55).

Litij-disilikat. U usporedbi s titanijskim i cirkonij-oksidnim implantatnim nadogradnjama, litij-disilikat ima puno manju čvrstoću (400 MPa). Kao materijal nije biološki inertan te je manje biokompatibilan. Slično kao i kod zlata, periimplantatna sluznica ne prijanja uz površinu te dolazi do recesije gingive i gubitka kosti oko implantata. U slučajevima u kojima se koristi, svakako se savjetuje da se površina ispolira do visokog sjaja na svim mjestima gdje

dolazi u dodir sa sluznicom jer se na taj način povećava mogućnost da meka tkiva adheriraju na površinu nadogradnje (41, 56, 57).

Kompozit. Danas postoje kompoziti koji su izrazito dobrih mehaničkih svojstava, iako njihova površina doprinosi akumulaciji plaka i bakterija što dovodi do upale sluznice. Iz tog razloga se ne koriste (50, 51).

3. ANATOMIJA PARODONTNIH TKIVA I PERIIMPLANTATNE MUKOZE

3.1. Anatomija parodontnih tkiva

Gingiva spada u skupinu mastikatorne sluznice, zajedno sa sluznicom koja prekriva tvrdo nepce (58, 59). Sastoji se od vezivnog tkiva i epitela koje ga prekriva, a njezina je površina keratinizirana. Proteže se od gingivnog ruba do mukogingivne linije. Prosječna debljina gingive je oko 1 mm (60). Pojas pričvrzne gingive ovisi o lokaciji u usnoj šupljini, najveći je u gornjoj fronti labijalno, a najuži u donjoj fronti lingvalno (61). Na širinu gingive utječe položaj zuba, tj. što je zub postavljen bukalnije, to je uži pojas pričvrzne gingive vestibularno, te obrnuto, što je zub postavljen lingvalnije, to je širi pojas pričvrzne gingive vestibularno.

Slobodna gingiva proteže se od gingivnog ruba do granice s epitelnim pričvrstkom. Taj se spoj nalazi u visini caklinsko-cementnog spojišta (CCS) (62). Slobodna je gingiva prema usnoj šupljini prekrivena keratiniziranim višeslojnim pločastim epitelom, a prema površini zuba oralnim sulkusnim epitelom. Histološka građa oralnog sulkusnog epitela sliči onoj gingivnog epitela uz iznimku gornjeg sloja stanica (on je kod oralnog sulkusnog epitela slabije, djelomično nepotpuno keratiniziran). Ovakav se način keratinizacije naziva parakeratinizacijom. Sulkus je u zdravom stanju dubine oko 0,5 mm. Oralni sulkusni epitel prelazi u spojni epitel koji stvara epitelni pričvrstak širine 1 - 2 mm i on obuhvaća zub poput ovratnika (63). U interdentalnom području dolazi do stapanja spojnih epitela susjednih zubi, koji tako stvaraju nekeratinizirano interdentalno sedlo. Uloga epitelnog pričvrstka je pružanje kontinuiranog epitelnog presvlačenja usne šupljine prema površini zubi i zaštita od prodora mikroorganizama do alveolarne kosti (64). Spojni epitel mjesto je kontakta i zona reakcije koja organizmu omogućuje imunološku reakciju zadržati podalje od kosti. Spojni se epitel neprestano obnavlja, s vrlo visokom brzinom staničnog dijeljenja. Takozvani "*turnover time*" iznosi 4-6 dana. U tom periodu epitelne stanice kreću iz bazalnog sloja koronalno. Iz tog razloga već unutar nekoliko dana dolazi do potpune regeneracije nakon ozljede ili uklanjanja spojnog epitela. Vezivni pričvrstak ima stalnu visinu od 1 mm (65, 66).

Pričvrсна gingiva nastavlja se na slobodnu gingivu, a čvrsto je vezana na cement i alveolarni nastavak. Na mukogingivnoj liniji prelazi u pomičnu alveolarnu mukozu koja pre-

kriva alveolarne nastavke. Površina pričvrstne gingive ima izgled narančine kore te je svijetlo-ružičaste boje. Jaka keratinizacija gingivnog epitela ne znači prilagodbu na funkcijske potrebe, već ovisi o genetskim čimbenicima u podliježećem vezivnom tkivu (67, 68). U matriksu gingivnog veziva smještena su vlakna, stanice, krvne žile i živci. Kolagena vlakna zauzimaju 60% obujma, ona sidre se u cement korijena i alveolarnu kost te na taj način pričvršćuju gingivno tkivo za alveolarni nastavak. Interdentalna gingiva smještena je između dvaju susjednih zubi koji se dodiruju, a sastoji se od slobodnog i pričvršćenog dijela. Oblik je uvjetovan zubnim površinama oba susjeda, kontaktnom površinom i interdentalnim koštanim septumom. Vestibularno i oralno tkivo postaje deblje prema van i stvara papilu. Sedlasta konkavnost koja nastaje između obje papile naziva se interdentalno sedlo ili kol. Epitel koji prekriva kol u pravilu nije keratiniziran ili je parakeratiniziran (65, 66).

Snopovi kolagenih vlakana inseriraju na površinu korijena te razlikujemo supraalveolarni i alveolarni dio. Supraalveolarni dio zapravo je vezivni pričvrstak. Dok on veže marginalnu gingivu za zub, alveolarni dio sidri zub u alveoli. Snopovi vlakana koji vezuju cement zuba i laminu cribriformis nazivaju se Sharpeyeva vlakna i ona položena su koso u apiko-koronalnom smjeru od površine korijena prema kosti. U neopterećenom su stanju ta vlakna blago valovita, a pri funkciji se istežu i time postižu fiziološku pokretljivost. Parodontni ligament sadrži krvne i limfne žile te gust splet senzoričkih živčanih završetaka koji nadgleda i kontrolira funkcijske sile opterećenja (69, 70).

Alveolarni nastavak dio je čeljusne kosti koji se sastoji od vestibularnog i oralnog kortikalisa, *laminae cribiformis* koja oblaže alveolu i spongioze koja se nalazi između njih. Na rendgeskoj snimci *lamina cribiformis* izgleda poput linije zasjenjenja koja se zove *lamina dura*. Dio alveolarnog nastavka u koji inseriraju vlakna parodontnog ligamenta nazivamo snopastom kosti (engl. *bundle bone*). Kortikalis je u gornjoj čeljusti deblji palatinalno nego vestibularno. U donjoj čeljusti kortikalis je jače razvijen nego u gornjoj čeljusti, pogotovo u donjoj čeljusti lingvalno i bukalno u području kutnjaka. Funkcijska jedinica alveolarne kosti je *osteon*, više slojeva zgusnutih, koncentrično postavljenih koštanih lamela koje okružuju središnji prostor, Haversov kanal. On sadržava snop krvnih žila i živaca koji je zadužen za opskrbu *osteocita* koji leže u mineraliziranome koštanom matriksu osteona. Preko Volkman-

novih kanala *osteon* je Haversovim kanalom povezan s prostorima srži spongiozne kosti i s periostalnom krvnom opskrbom. Omjer volumena krvnih žila prema koštanoj masi u kortikalnoj kosti vrlo je nizak. Spongioza koja se nalazi između vestibularnog i oralnog kortikalisa te *lamine cribiformis* građena je od rahlo isprepletenih koštanih trabekula i međuporstora koštane srži koji su dobro prokrvljeni i bogati stanicama. Vanjska je kost presvučena periostom, a riječ je o tankoj, neelastičnoj vezivnoj opni bogatoj kolagenom, krvnim žilama i živcima važnim za opskrbu i regeneraciju kosti. Alveolarna kost podložna je neprestanoj pregradnji, što omogućuje prilagodbu promjenama funkcijskog opterećenja. To je moguće zahvaljujući međudjelovanju osteoblastične i osteoklastične aktivnosti (5, 58, 71).

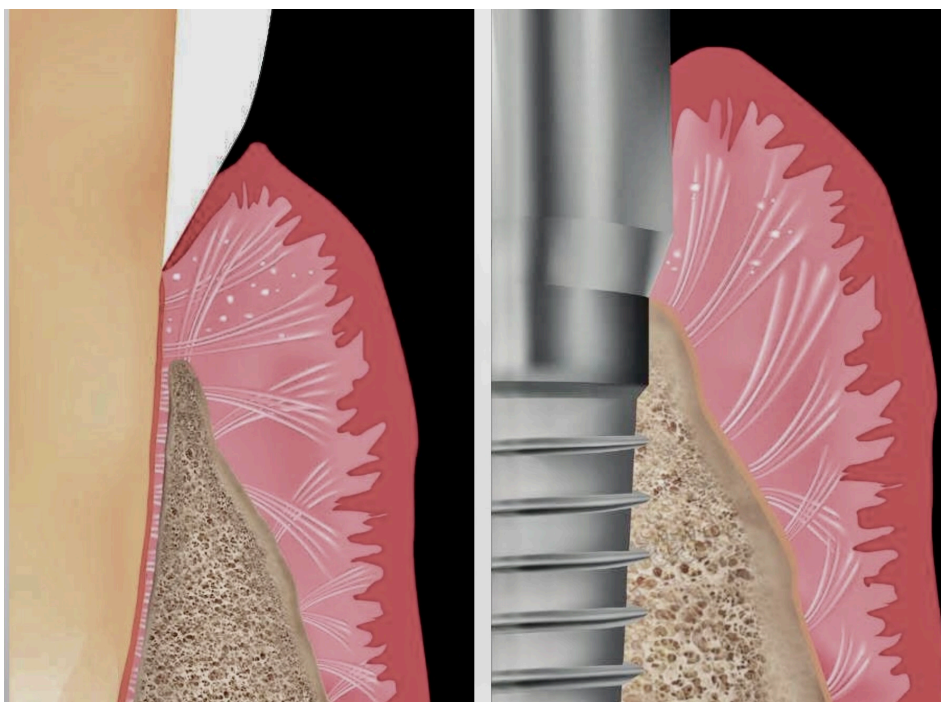
Parodontne strukture su vrlo dobro prokrvljene. Primarna opskrba krvlju u maksili ima izvor iz *aa. alveolares superiores posteriores* i iz *aa. alveolares superiores anteriores*, ogranka *aa. infraorbitales*. U mandibuli opskrbu pružaju ogranci *aa. alveolares inferiores*. *Aa. alveolares* granaju se na *aa. dentales*. Mreža krvnih žila u parodontnom ligamentu posebno je gusta i ima važnu ulogu u preuzimanju i raspodjeli okluzijskih sila. Osim **arterija i vena**, parodont sadržava i osjetne receptore: mehanoreceptore i nociceptivne receptore koji mogu prenijeti bol, pritisak i dodir. Osjetni živci kreću iz jezgre trigeminusa u moždanom stablu, a preko druge grane trigeminusa u gornjoj i treće grane trigeminusa u donjoj čeljusti opskrbljuju parodont. Zube maksile inerviraju *nn. alveolares superiores*, a mandibule *n. alveolaris inferior*. Pritom se svaki put jedinica pulpa - dentin i pripadajuća parodontna pukotina zajedno osjetno inerviraju i tako stvaraju visokoosjetljivu funkcijsku jedinicu. Receptori u parodontu te proprioceptori žvačne muskulature i tetiva važni su za regulaciju žvačnih sila, pokreta, položaja i govora. Limfa parodonta drenira se u limfne kapilare koje tvore gustu mrežu u gingivnome vezivnom tkivu. Veće limfne žile teku uz krvne žile i završavaju u limfnim čvorovima. Limfa iz parodontnih tkiva sakuplja se u submentalnim, submandibularnim i dubokim vratnim čvorovima (69).

3.2. Anatomija periimplantatne mukoze

Anatomija periimplantatnih struktura najviše ovisi o položaju i sustavu implantata, a ponekad može biti i vrlo slična prirodnom zubu (5, 72, 73). Organizam uspostavlja biološku širinu oko implantata koja se sastoji od spojnog epitela i vezivnog pričvrstka. Spojni epitel iznosi između 1,5 mm - 2 mm te je preko hemidezmosoma i interne bazalne lamine vezan na površinu implantata, dok vezivni pričvrstak varira između 1 mm - 1,5 mm (5, 8, 9, 74, 75). Vezivni pričvrstak oko implantata sprječava apikalno pomicanje epitelnih stanica i invaziju bakterija do alveolarne kosti te služi kao biološka barijera (76-78).

Za razliku od prirodnih zuba gdje su parodontna vlakna usmjerena okomito na cement korijena, periimplantna vlakna paralelna su s površinom implantata ili nadogradnje na implantatu (5, 79, 80) (Slika 3). Vezivno tkivo oko implantata vrlo je slično ožiljkastome tkivu jer ima visoki udio kolagenih vlakana, a manje fibroblasta (81). Krvna opskrba periimplantne mukoze slabija je u usporedbi s gingivnom prirodnih zubiju jer dotok dolazi samo iz suprapariestalnog izvora i rijetkim žilama iz kosti, dok parodontnog izvora nema (18). Od svih navedenih razlika, periimplantna mukoza je manje otporna na mehaničke i mikrobiološke utjecaje te je slabija sposobnost cijeljenja zbog lošije prokrvljenosti (71).

Postoji još jedna velika razlika između građe parodonta oko implantata i prirodnog zuba. Keratinizirana gingiva vezana je uz prisutnost neelastičnih kolagenih vlakana u podliježućem vezivu. S obzirom da je većina vlakana u parodontnoj pukotini neelastična, oko prirodnih zubi uvijek je prisutan barem minimalan pojas keratinizirane gingive. Za razliku od prirodnih zuba implantat može biti okružen i nekeratiniziranom mukozom. Ako kod periimplantnog vezivnog ovratnika prijelaz keratinizirane u nekeratiniziranu mukozu leži koronalno od ruba kosti, moguće je da periimplantatna mukoza bude pomična, iako je keratinizirana. Prisutnost keratiniziranog tkiva za terapeuta znači jednostavniju izradu protetskih nadomjestaka, olakšava pacijentu provođenje oralne higijene te je s estetskog stajališta nužna. Još uvijek je kontroverzno pitanje sprječava li keratinizirana mukoza infekciju i recesiju oko implantata, iako sve veći broj istraživanja ide tome u prilog i potvrđuje isto (82).



Slika 3. Prikaz građe parodontnog aparata i peri-implantatne mukoze. [Osnovni koncept ilustracije preuzet iz Cardaropoli D, Casentini P. Soft tissues and pink esthetics in implant therapy. Batavia (IL) 2020. Individualizirao i uredio Autor.]

3.3. Pregled literature po kliničkim kriterijima

Odabir implantatne nadogradnje oduvijek je bio važan čimbenik u implanto-protetičkoj rehabilitaciji. U prošlosti su se uglavnom koristile tvorničke nadogradnje koje se u današnjoj modernoj implantoprotetici smatraju neprihvatljivima za brojne kliničke situacije. Razlog tome je što se s tvorničkom nadogradnjom ne može izraditi izlazni profil budućeg zuba i zbog toga jer se, ako se krunica cementira, zaostatni cement ne može dobro ukloniti jer se spoj krunice i nadogradnje nalazi duboko ispod gingive. U svrhu izrade nadogradnji koristi se nekoliko materijala, od kojih su najčešći titanij, cirkonij-oksidi, litij-disilikat, kompozit, PEEK i legure s visokim udjelom zlata.

Titanij je desetljećima materijal izbora zbog svoje čvrstoće, otpornosti na savijanje, biokompatibilnosti te mogućnosti izrade jednokomadnih implantatnih nadogradnji. Jedini nedostatak mu je boja, stoga se ne savjetuje korištenje u situacijama tanke mukoze zbog prosijavanja.

Cirkonij-oksidi je kroz niz studija pokazao sposobnost slabije adhezije bakterija.

Biološki utjecaj materijala na periimplantatna tkiva još uvijek se istražuje različitim kliničkim ispitivanjima. Ovaj se pregledni rad bazira na pregledu dostupne znanstvene i stručne literature na engleskom i hrvatskom jeziku. U obzir su uzete kliničke studije s usporedbom gradivnih materijala (titanij i cirkonij-oksidi) na najmanje 10 pacijenata u trajanju od najmanje 1 godine. Uzeti su u obzir radovi publicirani unutar 10 godina do 2020. godine. Podaci će se analizirati prema biološkom učinku materijala iz kojeg su izrađene implantatne nadogradnje na periimplantatna tkiva. Čimbenici koji se gledaju u svrhu procijene zdravlja mekih tkiva su: dubina sondiranja (PPD), krvarenje pri sondiranju (BOP), akumulacija plaka, recesije (REC), razina kosti (MBL) te biološke komplikacije (83).

Dubina sondiranja (PPD). Sailer i suradnici napravili su istraživanje tako da su sondirali na 4 mjesta oko implantata s titanijskom i cirkonij-oksidsnom nadogradnjom. Godinu dana nakon ugradnje protetičkog nadomjestka rezultat je bio sljedeći: dubina sondiranja oko cirkonij-oksidsnih nadogradnji varirao je od 2.9 - 3.5 mm, dok je oko titanijskih nadogradnji iznos bio točno 3.3 mm (42). Slične rezultate dobili su i de Alboroz i suradnici (17). Trogodišnja studija koju su proveli Zembic i suradnici pokazala je vrijednosti od 3.2 +/- 1 mm oko cirkonij-oksidsnih nadogradnji u usporedbi sa 3.4 +/- 0.5 mm oko titanijskih nadogradnji (84). Isti autor napravio je još jedno petogodišnje istraživanje i rezultati su bili vrlo slični (cirkonij-oksidi 3.3 +/- 0.6 mm; titanij 3.6 +/- 1.1 mm) (85). Istraživanje koje su napravili Lops i suradnici pokazalo je da je dubina sondiranja oko cirkonij-oksidsnih nadogradnji bilo 2.6 +/- 0.5 mm, a oko titanijskih nadogradnji 2.7 +/- 0.4 mm (86). Sva navedena istraživanja dokazuju da ne postoji značajna razlika između dubine sondiranja oko titanijskih i cirkonij-oksidsnih implantatnih nadogradnji. *In vitro* studije koje je proveo Nothdurft pokazale su da polirana površina cirkonij-oksidsnih nadogradnji dozvoljava bolju adheziju epitelnih stanica na njenu površinu (87).

Krvarenje pri sondiranju (BOP). Hosseini i suradnici, kao i Lops sa svojim suradnicima, u svojem su istraživanju došli do vrijednosti od 0 - 0.5 oko cirkonij-oksidnih nadogradnji, dok je oko titanijskih nadogradnji ta vrijednost bila 0 - 0.4 (86, 88). Payer je sa svojim suradnicima 2015. napravio slično istraživanje, a rezultati su opet bili slični prethodnima. Krvarenje pri sondiranju oko cirkonij-oksidnih nadogradnji iznosio je $9.1\% \pm 4.3$ a oko titanijskih nadogradnji $7.4\% \pm 3.4$ nakon 24 mjeseca od ugradnje (89). Sailer i suradnici istraživanjem su dobili nešto veće vrijedosti krvarenja pri sondiranju oko cirkonij-oksidnih nadogradnji $60 \pm 30\%$ za usporedbu oko titanijskih nadogradnji $30 \pm 40\%$ (42). U svakom slučaju ne radi se o statistički značajnim razlikama. Svakako treba spomenuti i istraživanje Zembica koji je dobio slične rezultate kao i prethodni istraživači u trogodišnjem istraživanju (83). Yubin Cao i njegovi suradnici radili su istraživanje i došli do zaključka da je krvarenje pri sondiranju bilo veće oko titanijskih nadogradnji (90).

Akumulacija plaka. Scarano (38), van Brakel (91), Becker (92) i suradnici u svojim su istraživanjima otkrili da je akumulacija plaka puno veća na titanijskim nego na cirkonij-oksidnim površinama. Isto tako, dokazali su da postoji direktna korelacija između akumulacije plaka i gubitka kosti oko implantata. Adhezija bakterija izraženija je kod većih hrapavosti površina. Uz hrapavost, važni čimbenici su još i frakture, napukline, udubine te abrazivni defekti. Za procjenu hrapavosti u dvije dimenzije koristi se vrijednost Ra. Površine s niskom vrijednosti Ra smanjuju akumulaciju i maturaciju plaka unutar 24 sata. Scarano je u istraživanju došao do optimalne vrijednosti $Ra = 0.2 \mu m$ (38). Preglatka površina nije poželjna jer ne daje najbolju adheziju mekih tkiva nego još apikalno pomiče spojni epitel. Bollen je u svojem istraživanju opisao proces kolonizacije bakterija na površinu. Naseljavanje se odvija u 4 faze: transport bakterije prema površini, inicijalna adhezija bakterije (zbog interakcije površine i bakterije moguće već na udaljenosti od 5 nm preko van der Waalsovih sila i elektrostatske energije), spoj specifičnim interakcijama i, na kraju, kolonizacija površine (93).

Scarano i suradnici napravili su usporedbu akumulacije plaka na titanijskim i cirkonij-oksidnim površinama. Na titanijskim površinama pronađene su bakterije (koki), proteini iz sline i mnogo kolonija bakterija. Na cirkonij-oksidnim površinama na mnogim područjima nisu pronađene ni bakterije ni proteini iz sline, a samo na nekim mjestima manje kolonije koka. Bakterije prije same adhezije na površinu nadogradnje moraju donirati ili prihvatiti

elektrone s površine nadogradnje. One bakterije koje doniraju elektron lakše adheriraju od onih koje prihvate elektron s površine (38). Površina cirkonij-oksidnih nadogradnji ima nižu slobodnu površinsku energiju od titanija i iz tog se razloga bakterije slabije skupljaju na njihovoj površini (94). Canullo i suradnici dokazali su da blago hrapava površina nadogradnje u početku može poboljšati vezivanje vezivnog i epitelnog pričvrstka za površinu nadogradnje, ali dugoročno dolazi do akumulacije plaka i bakterija koje uzrokuju upalu (95, 96). Da Cruz i De Avila su u svojem istraživanju otkrili da glatke površine privlače fibroblaste i da potiču rast mekih tkiva, dok hrapavije površine privlače osteoblaste i potiču rast kosti (97, 98).

Gubitak marginalne razine kosti (MBL). Zembic (84), Hosseini (88), Lops (86), Payer (89) i suradnici su se u svojim istraživanjima dotaknuli i iznosa razina marginalne kosti oko implantata, a rezultati su ponovno pokazali da se ne radi o statistički značajnoj razlici. Vrijednost gubitka razine kosti oko cirkonij-oksidnih nadogradnji varirao je od 0.4 +/- 0.2 mm do 1.48 +/- 1.05 mm, dok je oko titanijskih nadogradnji ta vrijednost varirala od 0.5 +/- 0.3 mm do 1.43 +/- 0.67 mm.

Biološke komplikacije. U biološke komplikacije ubrajaju se nastanak fistule, otok, bol, supuracija i sondiranje dublje od 5 mm. Hosseini je u svom istraživanju iz 2011. godine dobio 6 bioloških komplikacija oko cirkonij-oksidnih nadogradnji (u postotku je to bilo 15.7% slučajeva kad su postavljene cirkonij-oksidne nadogradnje i 8.6 % kad su postavljene titanijske nadogradnje). Oko cirkonij-oksidnih nadogradnji u jednom se slučaju pojavila fistula bukalno, otok, bol i supuracija, u tri slučaja supuracija pri sondiranju i u tri slučaja je dubina sondiranja bila veća od 5 mm. Oko titanijskih nadogradnji bila su tri slučaja sa supuracijom pri dubini sondiranja većoj od 5 mm (88). Lops i suradnici zabilježili su samo jedan slučaj mukozitisa oko titanijske nadogradnje koji su uspješno riješili protuupalnim sredstvima (86). Hosseini je u još jednom trogodišnjem istraživanju 2013. godine dobio rezultat od tri fistule oko cirkonij-oksidnih nadogradnji (1.7% slučajeva) i nula bioloških komplikacija oko titanijskih nadogradnji (99). Zembic je u svom petogodišnjem istraživanju zabilježio 2 gubitka implantata na kojima su bile cirkonij-oksidne nadogradnje (ukupno 18) te jedan gubitak implantata na kojem je bila titanijska nadogradnja (ukupno 10) (85). Payer je sa suradnicima

došao do rezultata od gubitka jednog implantata sa cirkonij-oksидnom nadogradnjom (ukupno 15), dok na titanijskim nadogradnjama nije zabilježena nijedna biološka komplikacija (89). Kao zaključak može se napisati da ne postoji statistički značajna razlika između bioloških komplikacija oko cirkonij-oksидnih i titanijskih nadogradnji. Od ukupno 145 cirkonij-oksидnih nadogradnji uključenih u ovaj pregledni rad njih 12 je imalo neku vrstu biološke komplikacije, dok od ukupno 110 titanijskih nadogradnji njih 5.

Recesija gingive (REC). Zembic i suradnici zabilježili su u petogodišnjem istraživanju da se zubno meso oko cirkonij-oksидnih nadogradnji povuklo 0.1 mm, dok oko titanijskih nadogradnji 0.3 mm (85). De Alboroz je sa svojim suradnicima u jednogodišnjem istraživanju došao do sljedećih rezultata: oko cirkonij-oksидnih nadogradnji zabilježen je dobitak od 0.2 mm gingive u mezijalnom dijelu te gubitak 0.3 mm u distalnom dijelu, a oko titanijskih nadogradnji dobitak gingive 0.2 mm mezijalno te također gubitak 0.4 mm distalno (100). Nevins i sur. se slažu da nema statistički značajne razlike kod titanijskih odnosno cirkonij-oksидnih implantatnih nadogradnji po navedenom parametru (76).

Materijali u implantoprotetici moraju imati odgovarajuća mehanička i fizikalna svojstva kako s inženjerskog tako i s biološkog stajališta. Moraju se biointegrirati (tvoriti stabilnu cjelinu s okolnim tvrdim i mekim tkivom) i biti biofunkcionalni (tvoriti s okolnim biološkim strukturama funkcijsku cjelinu). U razmatranju biointegracije sagledavaju se dvije komponente; međuspoj stranog tijela i odgovor okolnog živog tkiva na strani materijal, pri čemu su od fundamentalnog značaja sastav i površinska topografija materijala od kojih su izrađene implantatne komponente. Biofunkcionalnost zasniva se na biološkoj, mehaničkoj i morfološkoj kompatibilnosti. Biološku kompatibilnost gradivnog materijala u dentalnoj implantologiji definira usna šupljina koja je s korozivnog i mehaničkog aspekta izrazito agresivan medij. Morfološku kompatibilnost gradivnog materijala iz kojeg su izrađene pojedine implantatne komponente i tvrdog te mekog tkiva definira vrsta i kvaliteta površina u dodiru. Morfološka kompatibilnost snažno utječe na uspješnost implantoprotetičke terapije. Gradivni materijali u implantoprotetici dijele se na one od kojih se izrađuju implantati, implantatne nadogradnje i nadomjesci. U analizi gradivnih materijala promatraju se sastav i struktura materijala te fizikalna, mehanička, tribološka, ekološka i druga svojstva. Za izradu implantatnih nadogradnji koriste se metali (titanij, legure s visokim udjelom zlata) i keramike (cirkonij-oksida, aluminij-oksida i litijdisilikatna).

Pregledom dostupne relevantne literature uključene u ovaj pregledni rad svi se autori slažu da materijal za izradu implantatnih nadogradnji igra važnu ulogu u stvaranju pričvrstka preko hemidezmosoma i upućuju na zaključak da tkiva reagiraju drugačije na različite vrste materijala kao što su titanij, cirkonij-oksida, litij-disilikat i ostali. Ujedno, jasno je da ne postoji jedinstven stav koji je materijal najbolji, ali ne može se zanijekati činjenica da brojni autori, posebice recentnijih znanstvenih radova, navode da je cirkonij-oksida u mnogočemu u prednosti u usporedbi s drugim materijalima. Tu tvrdnju razlažu na nekoliko komponenti: slabija je adhezija bakterija, manji upalni odgovor mekih tkiva, bolja estetika. Osim same vrste materijala, odgovor mekih tkiva veoma ovisi o poliranosti površine implantatne nadogradnje. Različita istraživanja pokazuju različite rezultate: neka zaključuju da je bolje kad je površina nadogradnje umjereno ispolirana (96), neki kad je visoko ispolirana (97), dok pak treći zaključuju da je bolje kad je površina hrapava (95). Ono što je sigurno je da epitelne stanice bolje adheriraju i migriraju na glatke površine (98). Osmišljen je protokol kontroliranog poliranja po-

vršine cirkonij-oksida u rasponu $Ra = 0.29 - 0.07 \mu m$ (38). Ne postoji dokaz koji ukazuje da će površina s Ra manjim od $0.2 \mu m$ doprinijeti boljoj adheziji pričvrstka, štoviše uzrokovat će recesiju gingive i veće iznose dubine sondiranja (38). Epitelni pričvrstak vitalni je dio integracije mekih tkiva preko hemidezmosoma jer se preko njega stvara prva obrambena linija protiv penetracije bakterija, počinje od periimplantatnog sulkusa, a završava apikalno na granici s vezivnim pričvrstkom (76-8). *In vitro* studije dokazale su da epitelne stanice bolje adheriraju na ispoliranu površinu cirkonij-oksida nego na površinu titanija (87), ali još će kliničkih ispitivanja biti potrebno kako bi se ispitalo kako se meka tkiva ponašaju uslijed različite ispoliranosti površina. Klinička istraživanja predstavljena u ovom radu pokazala su da ne postoji statistički značajna razlika između titanijskih i cirkonij-oksidnih implantatnih nadogradnji kad se ispituje dubina sondiranja (PPD) (42, 84), krvarenje pri sondiranju (BOP) (86, 88), recesija gingive (REC) (85, 100), gubitak marginalne kosti (MBL) (84, 89) i biološke komplikacije (86, 88). Ipak, prednost u boljoj estetici (40) i smanjenoj akumulaciji plaka (38, 91) ima cirkonij-oksid u usporedbi s titanijem.

Pregledom relevantne literature razvidno je da su titanijske implantatne nadogradnje još uvijek zlatni standard. Titanij ima dobra mehanička svojstva, biokompatibilan je i inertan (32). Međutim zbog povećanih estetskih zahtjeva u dentalnoj protetici sve se više razmatra i primjenjuje cirkonij-oksidna keramika posebice u slučajevima vrlo tanke sluznice (40). Zagovornici primjene cirkonij-oksidne keramike za izradu implantatnih nadogradnji navode biokompatibilnost kao glavni razlog primjene. Cirkonij-oksid ne korodira, ne izaziva alergije, bioinertan je i gladak, što je u kontroli plaka izuzetno važno svojstvo (38). Ostali, gore navedeni materijali za izradu implantatnih nadogradnji koriste se u kliničkoj praksi u znatno manjoj mjeri pa je shodno tome njihov utjecaj na meka tkiva manje analiziran u ovom radu.

5. ZAKLJUČAK

Na temelju pretražene literature može se zaključiti:

1. vrijednosti dubine sondiranja i vrijednosti krvarenja pri sondiranju ne pokazuju statistički značajnu razliku između implantatnih nadogradnji izrađenih iz titanija i cirkonij-oksida
2. akumulacija plaka izraženija je na površini nadogradnje izrađene iz titanija u usporedbi s nadogradnjom izrađenom iz cirkonijevog-oksida
3. vrijednosti recesije mukoze i gubitka marginalne razine kosti ne pokazuju statistički značajne razlike oko titanijskih i cirkonij-oksidnih implantatnih nadogradnji
4. ne postoji značajna razlika u pojavi bioloških komplikacija između ta dva najčešće korištena, gradivna materijala
5. estetska svojstva bolja su kod implantatne nadogradnje izrađene iz cirkonij-oksida, osobito kad se radi o tankoj sluznici i zadovoljstvo pacijenta veće je ovakvom terapijom
6. titanij je zlatni standard za izradu implantatnih nadogradnji, posebice u stražnjoj regiji grebena gdje su jače žvačne sile, dok je preporuka da se cirkonij-oksidne nadogradnje češće koriste u frontalnom području, posebice kad pacijent ima tanki biotip.

6. LITERATURA

1. 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; 1:11–25.
2. Merz BR, Sutter F, Lang N. Implant dentistry—development and current focus. *Technol Health Care*. 1997; 5:191–7.
3. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15:66–75.
4. Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont*. 1993; 6:197–202.
5. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res*. 1991; 2:81–90.
6. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A. 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10:387–416.
7. Rompen E, Domken O, Degidi M, Pontes AE, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clin Oral Impl Res*. 2006;17(Suppl 2):55–67.
8. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom J, Lindhe J. The periimplant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Impl Res*. 1996; 7:212–9.
9. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol*. 1996; 23:971–3.
10. Salvi GE, Bosshardt DD, Lang NP, Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J, Donos N. Temporal sequence of hard and soft tissue healing around titanium dental implants. *Periodontology*. 2015;68(1):135–52.

11. Andersson B, Bergenblock S, Furst B, Jemt T. Long-term function of single-implant restorations: A 17- to 19-year follow-up study on implant infraposition related to the shape of the face and patients' satisfaction. *Clin Impl Dent Relat Res*. 2013;15(4):471–80.
12. Ioannidis A, Cathomen E, Jung RE, Fehmer V, Husler J, Thoma DS. Discoloration of the mucosa caused by different restorative materials - a spectrophotometric in vitro study. *Clin Oral Impl Res*. 2017;28(9):1133–8.
13. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: A randomized controlled clinical trial. *Int J Periodont Rest*. 2008;28(4):357–65.
14. Buchi DL, Sailer I, Fehmer V, Hammerle CH, Thoma DS. All-ceramic single-tooth implant reconstructions using modified zirconia abutments: A prospective randomized controlled clinical trial of the effect of pink veneering ceramic on the esthetic outcomes. *Int J Periodont Rest*. 2014;34(1):29–37.
15. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Impl Res*. 2007;18(5):569–74.
16. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: A systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010;23(4):299–309.
17. Sanz-Martín I, Sanz-Sanchez I, De Albornoz A, Figuero E, Sanz M. Effects of modified abutment characteristics on peri-implant soft tissue health: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Impl Res*. 2017; 29:118–29.
18. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol*. 1994; 21:189-93.

19. Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol.* 1992; 3:225–35.
20. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental in dogs. *J Clin Periodontol.* 1998; 25:721–7.
21. Esfahanizadeh N, Motalebi S, Daneshparvar N, Akhoundi N, Bonakdar S. Morphology, proliferation and gene expression of gingival fibroblasts on Laser-Lok, titanium and zirconia surfaces. *Lasers Med Sci.* 2016;31(5):863-73.
22. Geurs NC, Vassilopoulos PJ, Reddy MS. Histologic evidence of connective tissue integration on laser microgrooved abutments in humans. *Clin Adv Periodontics.* 2011; 1:29–33.
23. Miura S, Takebe J. Biological behavior of fibroblast-like cells cultured on anodized-hydrothermally treated titanium with a nanotopographic surface structure. *J Prosthodont Res.* 2012;56(3):178–86.
24. Kunzler TP, Drobek T, Schuler M, Spencer ND. Systematic study of osteoblast and fibroblast response to roughness by means of surface-morphology gradients. *Biomaterials.* 2007;28(13):2175–82.
25. Frankova J, Pivodova V, Ruzicka F, Tomankova K, Vrlkova J. Comparing biocompatibility of gingival fibroblast and bacterial strains on a different modified titanium discs. *J Biomed Mater Res A.* 2013;101(10):2915–24.
26. Mehulić K i suradnici. *Dentalni materijali.* Zagreb 2017;2-32.
27. Mehulić K i suradnici. *Dentalni materijali.* Zagreb 2017;48-58.
28. Wolfart S i suradnici. *Implantoprotetika - koncept usmjeren na pacijenta.* Zagreb 2015;60-6.

29. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crystal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006; 26:9-17.
30. Wolfart S i suradnici. *Implantoprotetika - koncept usmjeren na pacijenta.* Zagreb 2015;66-9.
31. Mehulić K i suradnici. *Dentalni materijali.* Zagreb 2017;292-6.
32. Živko-Babić J, Jerolomov V. *Metali u stomatološkoj protetici.* Zagreb 2005;126-8.
33. Mehulić K i suradnici. *Dentalni materijali.* Zagreb 2017;180-3.
34. Audley JA. The use of zirconia as a refractory material. *Nature.* 1917; 99:375-6.
35. Scott HG. Phase relationships in the zirconia-yttria system. *J Mater Sci.* 1975; 10:1527-35.
36. Mehulić K i suradnici. *Dentalni materijali.* Zagreb 2017;205-6.
37. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24: 299–307.
38. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in vivo human study. *J Periodontol.* 2004; 75:292-6.
39. Poortiga AT, Bos R, Busscher HJ. Charge transfer during staphylococcal adhesion to TiNOX coatings with different specific resistivity. *Biophys Chem.* 2001; 91:273-9.
40. Alkimavičius J, Ginevičiute E, Valantiejiene V, Andrijauskas R, Linkevičius T. The effect of polishing protocols on the surface roughness of zirconium oxide. Presented at the EAO Congress, Vienna, 2018.
41. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor ex-

pression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol.* 2006; 77:73-80.

42. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hammerle CH, Mattiola A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent.* 2007; 2:296-310.

43. Fehmer V, Hammerle CHF, Sailer I. Kronen: Vollkeramik vs. Metallkeramik. *Quintessenz.* 2012;63:1579-85.

44. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃. *Solid State Ionics.* 1981; 3:489-93.

45. Chevalier J. What is future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* 2006; 27:535–43.

46. Suresh A, Mayo MJ, Porter WD, Rawn CJ. Crystallite and grain-size-dependent phase transformations in Yttria-Doped zirconia. *J Am Ceram Soc.* 2003; 86:360-2.

47. Sato T, Shimada M. Transformation of Yttria-Doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc.* 1985; 68:356-9.

48. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, et al. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004; 17:285–90.

49. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016;60(2):72–84.

50. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22:1275-81.

51. Kanao M, Nakamoto T, Kajiwarra N, Kondo Y, Masaki C, Hosokawa R. Comparison of plaque accumulation and soft-tissue blood flow with the use of full-arch implant-supported

fixed prostheses with mucosal surfaces of different materials: A randomized clinical study. Clin Oral Implants Res. 2013;1137-43.

52. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012; 27:505-12.

53. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. Int J Prosthodont. 2003; 16:640–6.

54. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetherketone (peek) in oral implantology and prosthodontics. J Prosthodont Res. 2016;60(1):12-9.

55. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The role of polyetherketone (peek) in dentistry - a review. J Med Life. 2019;12(1):5-9.

56. Messer RL, Lockwood PE, Wataha JC, Lewis JB, Norris S, Bouillaguet S. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. J Prosthet Dent. 2003; 90:452-8.

57. Brackett MG, Lockwood PE, Messer RL, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. Dent Mater. 2008; 24:450-6.

58. Schroeder H. The Periodontium. Springer 1986;233-8.

59. Orban B, Sicher H. The oral mucosa. J Dent Educ. 1945;10:94-103.

60. Eger T, Muller H. Ultrasonic determination of gingival thickness. Subject variation and influence of tooth type and clinical features. J Clin Periodontol. 1996; 23:839-45.

61. Bowers G. A study of the width of attached gingiva. J Periodontol. 1963; 34:201-9.

62. Ainamo J, Loe H. Anatomic characteristics of gingiva. A clinical and microscop study of the free and attached gingiva. J Periodontol. 1966; 37:5-13.

63. Hormia M, Owaribe K, Virtanen I. The dento-epithelial junction: Cell adhesion by type I hemidesmosomes in the absence of a true basal lamina. *J Periodontol.* 2001; 72:788-97.
64. Schroeder H. Development, Structure, and Function Unit, IV Gingiva. In: Schroeder H. *The Periodontium.* Springer, 1986.
65. Garguilo A, Wenz F, Orban B. Dimensions and relation at the dentogingival junction in humans. *J Periodontol.* 1961; 32:261-7.
66. Vacek J, Gher M, Assas D, Richardson A, Giambiaressi L. The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994; 14:155-65.
67. Karring T, Lang N, Loe H. The role of gingival connective tissue in determining epithelial differenziation. *J Periodont Res.* 1975; 10:1-11.
68. Karring T, Ostergard E, Loe H. Conservation of tissue specificity after heterotropic transplantation of gingiva and alveolar mucosa. *J Periodont Res.* 1971; 6:282-93.
69. Schroeder H. Development, Structure, and Function Unit, III Periodontal Ligament. In: Schroeder H. *The Periodontium.* Springer, 1986.
70. Schroeder H. Development, Structure, and Function Unit, I Cementum. In: Schroeder H. *The Periodontium.* Springer, 1986.
71. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Maranello CP. Experimental breakdown of peri implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Impl Res.* 1992; 3:9-16.
72. Schroeder A, Van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981; 9:15-25.

73. Lekholm U, Ericsson I, Adell R, Slots J. The condition of the soft tissues at tooth and fixture abutments supporting fixed bridges. A microbiological and histological study. *J Clin Periodontol.* 1986; 13:558-62.
74. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 1997; 24:568-72.
75. Gould T, Westbury L, Brunette D. Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *J Prosthet Dent.* 1984; 52:418-20.
76. Nevins M, Kim DM, Jun SH, Schupbach P, Guze K, Schupbach P, Nevins ML. Histologic evidence of a connective tissue attachment to laser microgrooved abutments: a canine study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30(3):245–55.
77. Baltriukienė D, Sabaliuskas V, Balciusas E, Melninkaitis A, Liufkelskienė E, Bukelskienė V. The effect of laser-treated titanium surface on human gingival fibroblast behavior. *J Biomed Mater Res A.* 2014;102(3):713–20.
78. Nevins M, Nevins ML, Camelo M, Boyesen JL, Kim DM. Human histologic evidence of a connective tissue attachment to a dental implant. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008; 28:111–21.
79. Listgarten M, Lang N, Schroeder H, Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991; 2:1-19.
80. Schüpbach P, Hürzeler M, Grunder U. Implant-tissue interfaces following treatment of peri-implantitis using guided tissue regeneration: a light and electron microscopic study. *Clin Oral Implants Res.* 1994; 5:55-65.
81. Moon I, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* 1999; 26:658-63.

82. Zuhr O, Hurzeler M. Estetska, parodontna plastična i implantološka kirurgija - mikrokirurški koncept. Zagreb 2012;30-2.
83. 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;139-46.
84. Zembic A, Bosch A, Jung RE, Hammerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single implant crowns in canine and posterior regions. Clin Oral Implants Res. 2013; 24:384–390.
85. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. Clin Oral Implants Res. 2009; 20:802–8.
86. Lops D, Bressan E, Parpaiola A, Luca S, Cecchinato D, Romeo E. Soft tissues stability of cad-cam and stock abutments in anterior regions: 2-year prospective multicentric cohort study. Clin Oral Implants Res. 2014;26(12):1436-42.
87. Nothdurft FP, Fontana D, Ruppenthal S, et al. Differential behavior of fibroblasts and epithelial cells on structured implant abutment materials: A comparison of materials and surface topographies. Clin Implant Dent Relat Res. 2015; 17:1237-49.
88. Hosseini M, Worsaae N, Schiodt M, Gotfredsen K. A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations. Eur J Oral Implant. 2011; 4:347–61.
89. Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants – a randomized controlled clinical trial. Clin Oral Implants Res. 2015; 26:371–6.

90. Yubin C, Shanghai Y, Yingyi W, Longjiang L, Chunjie L. Long-term survival and peri-implant health of titanium implants with zirconia abutments: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont*. 2019; 28:883-92.
91. van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoff AJ, et al. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: An in vivo study in man. *Clin Oral Implants Res*. 2011; 22:571-577.
92. Becker K, Mihatovic I, Golubovic V, Schwarz F. Impact of abutment material and dis-/re-connection on soft and hard tissue changes at implants with platform-switching. *J Clin Periodontol*. 2012;1-6.
93. Bollen CML, Papaioanno W, Van Edlere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Impl Res*. 1996; 7:201-11.
94. Salihoglu U, Boynuegri D, Engin D, Duman AN, Gokalp P, Balos K. Bacterial adhesion and colonization differences between zirconium oxide and titanium alloys: An in vivo human study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26:101–7.
95. Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, Naert I, Busscher HJ, van Steenberghe D. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res*. 1993;72:1304–9.
96. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res*. 2006; 17:68–81.
97. da Cruz MB, Marques JF, Penarrieta-Juanito GM, Costa M, Souza JCM, Magini RS, Miranda G, Silva FS, Carames JMM. Hard and soft tissue cell behavior on PEEK, zirconia and titanium implant materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(1):39-46.

98. de Avila ED, de Molon RS, Palomari Spolidorio DM, de Assis Mollo F. Implications of surface and bulk properties of abutment implants and their degradation in the health of periodontal tissue. *Materials*. 2013; 6:5951-66.
99. Hosseini M, Worsaae N, Schiodt M, Gotfredsen K. A 3-year prospective study of implant-supported, single-tooth restorations of all-ceramic and metal-ceramic materials in patients with tooth agenesis. *Clin Oral Implants Res*. 2013; 24:1078–87.
100. de Alboroz CA, Vignoletti F, Ferrantino L, Cardenas E, De SM, Sanz M. A randomized trial on the aesthetic outcomes of implant-supported restorations with zirconia or titanium abutments. *Jour Clin Periodontol*. 2014; 41:1161–9.

7. ŽIVOTOPIS

Haris Šabić rođen je 03. travnja 1989. u Puli. Osnovnu i srednju školu završio je u Poreču.

Na Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci (Studij dentalna medicina) upisao se 2008. i diplomirao 2013. godine. Tijekom studiranja volontirao je u nekoliko privatnih stomatoloških ordinacija.

Pripravnički staž obavio je u stomatološkoj poliklinici Rident u Rijeci i Poreču te mu je nakon polaganja državnog ispita 2014. godine izdano odobrenje za samostalni rad. Nakon položenog državnog ispita radio je u stomatološkoj ordinaciji u Rovinju nakon čega seli u Zagreb gdje radi i danas.

Upisao je specijalizaciju iz stomatološke protetike 2018. godine, a 2019. Poslijediplomski specijalistički studij Dentalna implantologija.

Aktivno se služi engleskim, njemačkim i talijanskim jezikom.

