

Monolitna cirkonij - oksidna keramika

Poljak, Nancy

Master's thesis / Diplomski rad

2020

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:995564>

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

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



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Nancy Poljak

MONOLITNA CIRKONIJ-OKSIDNA KERAMIKA

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2020.

Rad je ostvaren na Zavodu za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentor rada: prof. dr. sc. Ketij Mehulić, Zavod za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Lektorica hrvatskoga jezika: Anamaria Sabatini, profesorica hrvatskoga jezika i književnosti

Lektorica engleskoga jezika: Dalibora Behmen, profesorica engleskog i talijanskog jezika i književnosti

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskoga rada:

1. _____

2. _____

3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 35 stranica

8 slika

CD

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

Zahvala

Zahvaljujem mentorici prof. dr. sc. Ketij Mehulić na pomoći, ljubaznosti, suradnji i stručnim savjetima tijekom pisanja ovoga diplomskoga rada.

Hvala mojim prijateljima, koji su ovaj period studiranja učinili zabavnim i nezaboravnim iskustvom.

Veliko hvala mojim roditeljima na cjeloživotnoj podršci i ljubavi.

MONOLITNA CIRKONIJ-OKSIDNA KERAMIKA

Sažetak

Fiksna se protetika bavi nadoknadom djelomične i potpune bezubosti te estetskim i funkcijskim korekcijama zubi. Keramika se kao glavni estetski materijal u fiksnoj protetici već desetljećima unaprjeđuje i poboljšava. Tijekom vremena dentalna je industrija počela proizvoditi sve kvalitetnije i dugotrajnije keramičke materijale koji vrlo vjerno oponašaju prirodan izgled zuba. Monolitna cirkonij-oksida keramika materijal je koji se zadnjih 15-ak godina nametnuo kao materijal s izuzetnim mehaničkim i vrlo dobrim optičkim svojstvima. To je keramika s najvećom savojnom čvrstoćom koja je ujedno najžilavija i najotpornija na žvačne sile. Razvojem CAD/CAM tehnologije izrada monolitnih radova počinje dobivati veliku važnost zbog jednostavnijeg, bržeg i jeftinijeg načina proizvodnje, koja se može odvijati u laboratoriju ili u ordinaciji.

Ključne riječi: cirkonijev oksid, monolitna keramika, CAD/CAM

MONOLITHIC ZIRCONIUM OXIDE CERAMIC

Summary

Fixed prosthodontics focuses on the restoration of partial and complete edentulousness, and aesthetic and functional restorations of teeth. Ceramics, as the main aesthetic material in fixed prosthodontics, has been developing and improving for decades. Over time, the dental industry began to produce high-quality and long-lasting ceramic materials that faithfully mimic the natural appearance of teeth. Monolithic zirconium oxide ceramic is a material that has established itself in the last 15 years as a material with exceptional mechanical and very good optical properties. It has the highest flexural strength that is both the most tenacious and the most resistant to chewing forces. With the development of CAD/CAM technology, the manufacture of fixed monolithic restorations is beginning to gain great importance due to a simpler, faster and cheaper method of production that can take place in a laboratory or dental office.

Key words: zirconium oxide; monolithic ceramics; CAD/CAM

SADRŽAJ

1. UVOD	1
2. KERAMIKE KAO GRADIVNI MATERIJAL U DENTALNOJ PROTETICI	4
2.1. Sastav keramike	8
2.2. Struktura keramike	8
2.3. Svojstva keramika.....	9
2.4. Potpuna keramika	9
2.4.1. Tehnologije izrade potpuno keramičke krunice.....	11
3. MONOLITNA CIRKONIJ – OKSIDNA KERAMIKA.....	13
3.1. Cirkonij.....	14
3.2. Cirkonij-oksidna keramika	14
3.2.1. Biokompatibilnost i starenje	15
3.2.2. Cirkonij-oksidna keramika kao dio dvoslojnih sustava	15
3.3. Monolitna cirkonij-oksidna keramika	16
3.3.1. Proces izrade – CAD/CAM tehnika.....	18
3.3.2. Mehanička svojstva.....	21
3.3.3. Optička svojstva.....	22
3.3.4. Brušenje uporišnog zuba i cementiranje nadomjestka.....	23
3.3.5. Trošenje tribo parova	24
4. RASPRAVA	25
5. ZAKLJUČAK	28
6. LITERATURA	30
7. ŽIVOTOPIS	34

Popis skraćenica

KTI – koeficijent toplinske istežljivosti

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

3D – trodimenzionalno

UV zrake – ultravioletne zrake

TZP – eng. tetragonal zirconia polycrystal, hrv. tetragonalni polikristalinični cirkonij-oksidi

Y –TZP – eng. yttrium – stabilized tetragonal zirconia, hrv. itrijem stabiliziran cirkonij-oksidi

PSZ – eng. partially stabilized zirconia, hrv. djelomično stabiliziran cirkonij-oksidi

DSD – digital smile design

MPa – megapaskal

HV – eng. Vickers hardness, hrv. tvrdoća po Vickersu

N – njutn, mjerna jedinica za silu

Protetička terapija 21. stoljeća dijelom je definirana razvojem industrije, razvojem i primjenom novih tehnologija za dijagnostičke i terapijske postupke te usavršavanjem starih i izumom novih gradivnih materijala. Istovremeno, definirana je i drukčijim poimanjem estetike u protetičkoj terapiji te drukčijom ulogom pacijenta u samom terapijskom procesu. Navedeni čimbenici doveli su do promjene u terapijskom pristupu u dentalnoj protetici. Doktori dentalne medicine žive i rade u dobu kada se unaprijed želi znati kako će pacijent izgledati nakon protetičke terapije. Oblikovanju nadomjestka pristupa se timski. Prošlo je vrijeme kada je za većinu kliničkih slučajeva bilo dovoljno da terapeut uzme otisak, a tehničar u vosku izmodelira nadomjestak i pri tome ima na raspolaganju, obično, jednu neplemenitu leguru, često kao jeftiniju verziju rada i jednu plemenitu za skuplju varijantu. Danas, nakon skeniranja pacijentovih zubi i okolnih struktura određenim softverskim programima traži se optimalan izgled nadomjestka prema znatno većem broju parametara nego što je to bilo ranije. Izrađuje se provizorni nadomjestak, ne samo da bi zaštitio izbrušene zube već i da bi se definirao trajni. Želi se dobiti više informacija kako bi se pacijentu dočarao budući izgled. Ovim pristupom, sudionici u protetičkoj terapiji, uključivo i pacijent, postaju proaktivni dio tima koji rukovođen znanjem, kompetencijama i vještinama prvenstveno terapeuta, zatim tehničara, ali i željama pacijenta zajedno kreira nadomjestak. Izgled nadomjestka, gotovo, može biti idealan po svim kriterijima za većinu pacijenata. Nastoji se u svim segmentima imitirati prirodan izgled zubi. Za takav doseg nije dovoljna samo boja u najužem smislu. Danas se u dentalnoj medicini razgovara o boji kao fizikalnom fenomenu. Razlikuje se ton, nijansa i zasićenost. Sve se češće u njezinu određivanju koriste digitalni uređaji, a ne oslanjamo se isključivo na subjektivnu tehniku pomoću ključa boja. Želimo biti precizni i objektivni, a ne ovisni o okolnim čimbenicima i nesavršenosti ljudskoga vida. Bitno optičko svojstvo koje suvremeni gradivni materijal treba imati je translucencija pa se u algoritmu izrade nadomjestka razmišlja i o smještaju nadomjestka u određeni dio zubnog niza. Posebnu pozornost posvećuje se teksturi površine, načinu te kvaliteti obrade površine nadomjestka što također utječe na estetski dojam. Estetika dobiva novu dimenziju i postaje vrlo značajna, usudila bih se reći, i najvažnija odrednica zadovoljstva pacijenta nadomjestkom.

Suvremeno doba iziskuje bržu i jednostavniju izradu nadomjestka. Sve su popularnije mogućnosti izrade u ordinaciji ili u zubnom laboratoriju i to u kratkom periodu. Izrada nadomjestka kroz više mjeseci ostaje dio prošlosti. Stoga se klasični postupci u zubnom laboratoriju, kao što su: modeliranje u vosku, ulaganje, lijevanje sve više zamjenjuju novim,

bržim i kvalitetnijim tehnologijama, kojima se u znatnoj mjeri isključuje mogućnost ljudske pogreške.

Tehnologija napečenja keramike na metalnu osnovnu konstrukciju, metal-keramika koja je do nedavno bila standard u fiksnoj protetici polako biva zamijenjena novim tehnologijama i novim materijalima. Na tržištu se nalazi veliki broj potpuno keramičkih sustava koji su se jako približili, prvenstveno po optičkim svojstvima, prirodnim zubnim tkivima, a dentalna industrija se trudi uskladiti njihova mehanička svojstva s prirodnim tkivima. Nižu se na tržištu nove generacije poboljšanih postojećih ili novih materijala. Nadomjestci izrađeni iz prve generacije cirkonij-oksidnih keramika bili su mahom dvoslojni sustavi. Takvi nadomjestci pokazivali su učestali adhezivni lom obložne keramike kao rezultat slabe veze dvaju materijala u dodiru. Stare su generacije monolitnih cirkonij-oksidnih materijala bile opakne i nisu se s uspjehom mogle koristiti za sanaciju zubi u prednjem segmentu zubnog niza. Većim udjelom prvenstveno itrijevog oksida cirkonij-oksidna keramika se stabilizirala, a većim udjelom kubične kristalne strukture poboljšala su se optička svojstva tako da se današnji monolitni cirkonij-oksidni nadomjestci mogu uspješno izrađivati i za prednje dijelove zubnog niza.

Svrha ovoga rada je dati pregled monolitne cirkonij-oksidne keramike, ukazati na svojstva i strukturu te prikazati prednosti i nedostatke njezine primjene u dentalnoj protetici.

2. KERAMIKE KAO GRADIVNI MATERIJAL U DENTALNOJ PROTETICI

Riječ keramika potječe od grčke riječi *cheramos*, porcelanija jer materijal slični na školjku. Keramika se stoljećima koristi kao materijal za ukrasne i uporabne predmete tako da se keramički proizvodi mogu naći u nalazištima drevnih civilizacija. Razvoj tog materijala kroz stoljeća bio je konstantan, a od 18. stoljeća nešto intenzivniji kada se od keramike izrađuju i cijele proteze. Pojava akrilata 1936. godine smanjila je upotrebu zubne keramike, no ipak, zbog njegovih loših mehaničkih svojstava i sklonosti trošenju 60-ih godina prošloga stoljeća dentalna se industrija ponovno okreće keramici. Velika prekretnica dogodila se 1963. godine kada se počeo klinički primjenjivati Weinstainov patent metal-keramike u kojem se zapravo radi o napečenju keramike na metalnu konstrukciju. Metalna konstrukcija daje stabilnost, trajnost, čvrstoću, a obložna keramika boju i oblik (Slika 1.).

Legura mora imati sljedeća svojstva: prilagodljivost, dobru vezu s keramikom, malu gustoću i malu vodljivost topline, veliku čvrstoću i kemijsku stabilnost te mogućnost lake obrade i svojstvo indiferentnosti prema okolnom tkivu.

Nedostaci koji diskreditiraju ove materijale i tehnologiju su: siva prosijavanja u vratnom dijelu nadomjestka zbog metalne osnovne konstrukcije, potencijalni lom obložne keramike zbog neujednačenih termičke koeficijenata istezljivosti (KTI) dvaju materijala u dodiru i pogrešaka u izradi nadomjestka te sve veća učestalost alergija u suvremenom društvu. Poznato je da je glavni alergen u dentalnoj protetici nikal, a on je sastavni dio mnogih dentalnih legura jer osigurava bolju ljevljivost i antikoroziivnost.



Slika 1. Metal-keramički most

Otkako posljednjih nekoliko godina estetika postaje dominantan zahtjev u dentalnoj protetici, metal-keramički nadomjestci zbog limitiranih optičkih karakteristika postaju sve manje prihvatljivi. Stoga se pojavila potreba za kvalitetnijim gradivnim materijalima, pojavljuju se potpuno keramički sustavi. 80-ih godina dvadesetoga stoljeća kontrolirana kristalizacija stakla dovodi do razvoja staklokeramike (1). Među prvim uradcima radilo se o Ivoclarovoj staklokeramici ojačanoj leucitima (IPS EMPRESS) koja se razvila na europskom tržištu i staklokeramici ojačanoj kristalima tinjca (Dicor MGC) na američkom tržištu. Druga i treća generacija Ivoclarovih materijala znatno je čvršća, ali još uvijek nedovoljno čvrsta za opskrbu mosnom konstrukcijom u žvačnom centru. Radi se o litijdisilikatnoj staklokeramici, najprije IPS Empress 2, a zatim kvalitetnijoj, čvršćoj IPS e-max keramici. E-max keramike ostvaruju svoju čvrstoću zahvaljujući manjim, igličastim i bolje distribuiranim kristalima nego u IPS Empress 2 keramici. Od takvih materijala mogu se raditi tročlani mostovi do drugog premolara. S obzirom na to da se radilo o materijalima slabih mehaničkih svojstava koji nisu mogli podnijeti opterećenja u žvačnom centru kada je riječ o mosnim konstrukcijama, dentalna industrija izbacuje na tržištu znatno čvršće i tvrđe aluminijske i cirkonijske materijale (2). Međutim, zbog loših estetskih karakteristika takvih konstrukcija nametnula se potreba za izradom nadomjestka u dvoslojnom postupku što je ponovo pokazalo problem neusklađenosti dvaju materijala u dodiru i pojavu loma estetskog materijala. Lom može biti kohezivan i adhezivan. Kohezivni lom obložne keramike mogao je nastati zbog strukturalnih pogrešaka i/ili pogrešaka u kliničkom radu (npr. nepravilno brušenje zuba što je moglo rezultirati nejednako debelim slojevima osnovnoga i obložnoga materijala). Adhezivni tip loma uzrokovan je naprezanjima bilo unutar materijala (rezidualnog naprezanja uslijed neujednačenih KTI te vlačnog naprezanja u keramici) bilo između dvaju materijala (slabe adhezivne sile između slojeva, naprezanje koje nastaje uslijed temperaturnih gradijenata dvaju materijala tijekom hlađenja, naprezanje u obložnom sloju zbog razlike u debljini osnovnog i obložnog sloja, kompresijsko naprezanje na spojnoj površini između osnovne konstrukcije i obložnog sloja). Adhezivni tip loma može nastati i zbog pogrešaka u izradi nadomjestka te zbog tehnoloških procesa u proizvodnji slojeva od kojih je svaki pojedinačno mogući izvor pogreške u radu.

Dentalna se industrija zbog toga okrenula monolitnim sustavima u kojima se nadomjestak izrađuje iz jednog materijala i eventualno boja radi postizanja bolje estetike. Takva velika prekretnica u dentalnoj protetici omogućena je primjenom novih tehnologija, računalnog oblikovanja i računalom potpomognutom izradom nadomjestka (1).

Dentalne keramike mogu se podijeliti prema više kriterija, na primjer, prema vrsti nadomjestka, kemijskom sastavu, indikacijama, tehnici izrade te temperaturi pečenja.

Keramike prema vrsti nadomjestka dijele se na monolitne sustave (izrađene u jednom komadu) te dvoslojne sustave koji se sastoje od metalne ili keramičke jezgre ili osnovne konstrukcije i keramičkoga (estetskoga) obloznoga sloja.

Prema kemijskom sastavu keramike se dijele na silikatne (konvencionalne) keramike, u koje spadaju glinična keramika i staklokeramika te oksidne keramike koje obuhvaćaju aluminij-oksidnu i cirkonij-oksidnu keramiku.

S obzirom na indikacije keramike se mogu podijeliti na one koje su prikladnije za sanaciju prednje ili stražnje regije zubnog niza te one koje su prikladnije za pojedinu vrstu nadomjestka. Tako je za krunice u prednjoj regiji gdje je prioritet visoka estetika najpoželjnija staklokeramika, a u stražnjoj regiji zbog funkcijskog opterećenja te potrebe za većom čvrstoćom i otpornošću cirkonij-oksidna keramika. Za izradu estetskih ljuskica koriste se glinična i staklokeramika ojačana leucitima, a u novije vrijeme i litij-disilikatna staklokeramika. Mostovi se pak u prednjoj regiji zubnog niza izrađuju od litij-disilikatne, infiltracijske (aluminij-oksidne) i cirkonij-oksidne keramike, a u stražnjoj regiji je najbolje primijeniti cirkonij-oksidnu keramiku. Inlay i onlay nadomjestci mogu se izraditi od glinične keramike i od staklokeramike (2).

S obzirom na tehniku izrade keramičkog nadomjestka razlikuju se tehnika slojevitog nanošenja keramike na čvrste metalne ili potpuno keramičke osnovne konstrukcije, tehnika toplog tlačenja, tehnika infiltracije (slip casting), supstrakcijska (reduktivna), računalno oblikovanje/računalna izrada nadomjestka (CAD/CAM) te u novije vrijeme i adicijske (3D gradnja) tehnike (2).

S obzirom na temperaturu pečenja keramika se može podijeliti na keramiku s niskom temperaturom pečenja (850 – 1100 °C) koja se upotrebljava za pojedinačne krunice i ljuskice, keramiku sa srednje visokom temperaturom pečenja (1100 – 1300 °C) koja se koristi za posebne oblike međučlanova te inlay i onlay nadomjestke i keramiku s visokom temperaturom pečenja (1300 – 1400 °C) koja služi za oblaganje metalnih konstrukcija i izradu umjetnih zubi (3).

2.1. Sastav keramike

Tradicionalna zubna keramika može se definirati kao mješavina glinenca, kvarca i kaolina. S obzirom na veličinu zrna razlikuje se sitnozrnata (0,1 –0,2 mm) i krupnozrnata (više od 0,2 mm) keramika. Sitnozrnata pripada tehničkoj keramici u koju spada biokeramika kakva se koristi u dentalnoj medicini. Kako bi joj poboljšali svojstva i prilagodili ju za upotrebu u dentalnoj protetici, keramici se dodaju različite organske tvari, oksidi i katalizatori (1).

Staklokeramika je nastala kontroliranom kristalizacijom stakla. Na tržištu postoji nekoliko generacija staklokeramika. Suvremena litijdisilikatna staklokeramika, osim osnovne kristalne komponente (litijdisilikat), posjeduje na periferiji kristala i sekundarnu kristalnu fazu, kristale ortofosfata. Radi se o keramici s igličastim kristalima manjih dimenzija od prethodne generacije i znatno boljih mehaničkih svojstava. Veće vrijednosti čvrstoće osigurale su primjenu za izradu tročlanih mostova do drugog premolara.

Oksidne ili polikristalinične keramike najčešće su jednokomponentne, čistoće do 99,9 %, gusto tvornički zbijenih čestica pod visokim tlakom i temperaturom što omogućuje dobivanje homogenog, kompaktnog materijala bez pora i sa stabilnom mikrostrukturom(4).

2.2. Struktura keramike

Atomi su u keramičkim materijalima spojeni pretežito ionskim i kovalentnim vezama, a struktura im ovisi o radijusu atoma/ionu te broju razmijenjenih/sparenih elektrona (4). Kod ionske veze postoji prijenos elektrona s metala na nemetal čime nastaje elektrostatičko privlačenje, dok je kovalentna veza usmjerena, pri čemu su razmak i uređenje među susjednim atomima čvrsto definirani što objašnjava krhkost samoga materijala (1).

U keramičkim materijalima materija se može pojaviti u kristalnom stanju koje ima pravilan geometrijski oblik te koloidnom i staklastom stanju u koja prelazi pri povišenim temperaturama (5). Greške u samoj strukturi javljaju se u vidu napuklina, pora, uključaka te krupnog zrna, a nastaju zbog kaotičnosti kristalne strukture koja nastaje tijekom izrade ili obrade nadomjestka, ali i naknadnom manipulacijom u ustima. Veliki problem u strukturi keramike nastaje i zbog neusklađenosti koeficijenta termičkog istezanja (KTI) staklene matrice i kristala, što dovodi do naprezanja oko kristala i u konačnici može doći do stvaranja napuklina i loma objekta (1).

2.3. Svojstva keramika

Keramika se odlikuje brojnim dobrim svojstvima poput velike mehaničke čvrstoće i tvrdoće, otpornosti na koroziju, mogućnosti imitiranja prirodne boje zuba, specifičnih optičkih i elektromagnetskih karakteristika (3). Pokazuje i loša svojstva poput ograničenog istežanja i savijanja, male lomne žilavosti, krhkosti, niskog KTI, te male otpornosti na udar i progresivan rast mikropukotina (5).

Jedna od bitnih karakteristika zbog koje se keramika primjenjuje u dentalnoj protetici njena su optička svojstva koja se zasnivaju na obrnuto proporcionalnoj opalescenciji i translucenciji te svojstvu fluorescencije. Opalescencija je optičko svojstvo cakline, a odnosi se na mogućnost provođenja određenih valnih duljina te reflektiranju ostalih, a označava mutnoću, odnosno pridonosi bjelini krunice. Translucencija pak uvelike ovisi o raspršivanju svjetlosti, što znači ako se veća količina svjetlosti koja kroz keramiku prođe rasprši, a manja difuzno reflektira nadomjestak će biti mutan dok će u obrnutom slučaju biti transparentan. Fluorescencija također označava bjelinu ali i *svjetlucanje* zuba, a nastaje pretvaranjem nevidljivih ultravioletnih (UV) zraka u vidljive zrake određene valne duljine (3).

2.4. Potpuna keramika

Prvu potpuno keramičku krunicu izradio je Land još 1886. godine, a poznata je pod nazivom keramička „jacket“ krunica. Zbog izražene sklonosti lomu njena je primjena bila ograničena na incizive (7). Nekadašnji su potpuno keramički sustavi bili estetski superiorniji u odnosu na metal-keramičke, ali nedostatak im je predstavljala nedovoljna čvrstoća. Danas se na tržištu mogu pronaći sustavi s optimalnom ravnotežom između čvrstoće i estetike pa s obzirom na to terapeut i tehničar imaju mogućnost biranja određene vrste keramike za određeni segment zubnog niza (8). Zbog ranije navedenih nedostataka koji se javljaju kod metal-keramičkih radova, suvremena dentalna protetika znatno se više okrenula potpuno keramičkim radovima. Potpuno keramički nadomjestci pojavljuju se u obliku dvoslojnih i monolitnih sustava. Dvoslojni sustavi sastavljeni su od osnovne konstrukcije ili jezgre koja čini podlogu obložnom sloju. Jezgra osigurava čvrstoću i trajnost, a obložni sloj estetiku. Chipping i delaminacija (kohezivni i adhezivni lom) su najčešći uzroci neuspjeha terapije kod dvoslojnih sustava i znatno su češći kod potpuno keramičkih sustava, osobito u slučaju cirkonij-oksida koji je

rigidan i ne deformira se što dovodi do većeg naprezanja nego kod metal-keramičkih sustava. Uzroci chippinga mogu biti nedovoljna vezna čvrstoća, različiti KTI među slojevima, razlike u debljini između jezgre i obložnoga dijela, skvrčavanje keramike kod pečenja te neadekvatno oblikovanje nadomjetska (9).

Bergman je u svom doktorskom radu provela istraživanje koje je imalo za cilj provjeriti kako utjecaj različitih načina obrade površine cirkonij-oksidge keramike utječe na veznu čvrstoću s obložnom keramikom. Testirane su četiri skupine itrijem stabiliziranih cirkonij-oksidge Y-TZP IPS e.max ZirCAD blokova, pri čemu su svi nakon sinteriranja bili polirani, jedna skupina je bila dodatno pjeskarena, jedna je uz to imala napečeno vezno sredstvo, a zadnjoj je uz sve navedeno bilo dodano i regeneracijsko pečenje. Vezna čvrstoća testirana je kidalicom, a rezultati su pokazali da najbolju veznu čvrstoću ima skupina koja je bila polirana i pjeskarena, dok je najmanja vezna čvrstoća bila kod one koja je prošla kroz sva 4 navedena načina obrade površine (9).

Kako bi izbjegli komplikacije vezane uz dvoslojni sustav istraživači i kliničari, podupirani dentalnom industrijom, okreću se sve više monolitnim sustavima. Radi se o nadomjescima izrađenim u jednom komadu i od jednog materijala. Najčešće se u monolitnom obliku koriste litij-disilikatna staklokeramika i cirkonij-oksidge keramika. Iako su oba materijala vrlo kvalitetni protetički materijali, imaju ipak određene nedostatke zbog čega se koriste u različitim regijama zubnoga niza. Tako litij-disilikatna keramika (Slika 2.) zbog boljih estetskih svojstava češće ide u prednji segment zubnog niza (tehnika slojevanja) iako se može koristiti i u stražnjoj regiji (tehnika bojanja), dok je cirkonij-oksidge keramika kao najotporniji keramički materijal i zbog nešto lošijih optičkih svojstava idealna za stražnju regiju (10).



Slika 2. Potpuno keramička krunica

2.4.1. Tehnologije izrade potpuno keramičke krunice

Jezgra/osnovna konstrukcija od aluminij-oksidne keramike može se izraditi trima postupcima: konvencionalnom tehnikom slojevanja, infiltracijskom tehnikom te strojnom CAD/CAM izradom.

Konvencionalna tehnika podrazumijeva nanošenje jezgrenog materijala na foliju učvršćenu za bataljak radnog modela.

Slip cast ili infiltracijska tehnika koristi otopinu fino usitnjenog materijala koja se sastoji od aluminij-oksidnog praška, tekućine i aditiva. Sastojci se miješaju u ultrazvučnom aparatu dok se ne postigne homogena smjesa koja se zatim kistom nanosi na bataljak. Nakon 30-minutnog sušenja, jezgra se sinterira u peći tijekom 10-satnog ciklusa, infiltrira staklom, najčešće lantanovim i ponovo sinterira. Na tako završenu osnovnu konstrukciju nanose se slojevi obložne keramike do konačnog oblika krunice.

Strojna izrada podrazumijeva korištenje CAD/CAM sustava koji omogućuje da se nakon računalnog oblikovanja nadomjestka glodalicom izradi jezgra, odnosno osnovna konstrukcija (11).

Staklokeramika nastaje kontroliranom kristalizacijom stakla na visokoj temperaturi pri čemu nastaju kristali raspršeni unutar staklene matrice. Tijekom kristalizacije dodavanjem različitih kristala modificiraju se optička i mehanička svojstva. Veći udio stakla bolje oponaša svojstva cakline i dentina dok kristali doprinose čvrstoći. S obzirom na laboratorijski tijek staklokeramika se može podijeliti na ljevljivu i tlačenu te računalom potpomognutu izradu iz keramičkog bloka.

Ljevljiva staklokeramika – sastoji se od kristala, tetrasilicij fluorova tinjca i amorfne staklene matrice (Dicor). Zbog komplicirane izrade i potrebe za posebnom aparaturom više nije u upotrebi.

Tlačena staklokeramika – dijeli se na IPS Empress, odnosno leucitima ojačanu staklokeramiku u kojoj je udio kristala oko 35 % te IPS Empress 2 keramika koja ima litij-disilikatnu jezgru a na čijoj su periferiji kristali litijevog ortofosfata. Ovdje je ukupni udio kristala 60 % (12). Unaprijeđena verzija tog materijala je IPS e-max litij-disilikatna staklokeramika s igličastim kristalima i kristalima boljeg rasporeda u staklenoj matrici. Litij disilikatna staklokeramika najčešće je primjenjivana vrsta staklokeramike zbog svoje čvrstoće od oko 400 MPa, a njezini predstavnici su IPS e.max Press i IPS e.max CAD. Press verzija koja dolazi u keramičkim

valjčićima dviju veličina i četiriju stupnjeva translucencije namijenjena je toplo-tlačnoj tehnici proizvodnje dok je CAD inačica predviđena za strojnu obradu.

Pri izradi litij-disilikatne staklokeramičke krunice toplo-tlačnim postupkom protokol je izrade sljedeći, krunica (jezgra) se navoštava na pomičnom bataljku radnoga modela, stavlja se voštani kanal, odnosno uljevni sustav, nakon čega se ulaže u kivetu. Nakon ulaganja i stvrdnjavanja uložnog materijala, kiveta se stavlja u peć za predgrijavanje gdje se vosak rastapa na visokoj temperaturi. Ostaje kiveta s praznim prostorom koji je negativ voštanog objekta. Kiveta se prebacuje posebnim kliještima u peć za tlačenje i u nju se stavlja keramički valjčić koji se potisne potiskivačem. Nakon završetka postupka vrućeg tlačenja kiveta se hladi na sobnoj temperaturi. Nakon hlađenja kiveta se otvara, krunica se oslobađa od uložnog materijala, pjeskari se i uljevni sustav se reže. Slijedi slojevanje krunice flourapatitnom keramikom, na način da se stavlja dentinski sloj te potom caklinski sloj, a nakon toga se nadomjestak peče u vakuumu, obrađuje i glazira (8).

Izrada staklokeramičke krunice reduktivnim postupkom znatno je jednostavnija i odvija se u cijelosti strojnim postupkom. Nakon oblikovanja u računalu, dljetima se izrezuje iz keramičkog bloka po zadanim parametrima. Obzirom na to da se radi o sofisticiranom postupku u cijelosti vođenim računalom mogućnost greške je mala. Rad je precizan i može biti gotov u istoj posjeti.

3. MONOLITNA CIRKONIJ – OKSIDNA KERAMIKA

3.1. Cirkonij

Izvođeći pokuse njemački kemičar Martin Heinrich Klaproth slučajno je 1789. godine otkrio element nazvan cirkonij. Cirkonij spada u titanovu skupinu elemenata i prijelazni je metal koji se na sobnoj temperaturi nalazi u krutom stanju. Tvrd je, sjajan te srebrne boje na čijoj se površini stvara oksidni film. Njegov se metalni prah sam zapali na zraku, osobito na visokim temperaturama, a otporan je na koroziju, lužine i kiseline. Čisti kristalni cirkonij bijel je i mekan, rastezljiv i kovak metal a najvažnije rude za njegovo dobivanje su cirkon i badeleit koji se prethodno koncentriraju gravitacijskim postupcima ili flotacijom. Stvara spojeve s mnogim elementima uključujući halogene elemente, ugljik, kisik i silicij. U kontekstu keramike najvažniji nam je njegov spoj s kisikom i silicijem (9).

3.2. Cirkonij-oksidna keramika

Cirkonij-oksidna keramika dobiva se iz sintetičkoga praha koji je kemijskim postupcima proizveden iz cirkonijevog silikata ($ZrSiO_4$). ZrO_2 polimorfni je materijal u obliku bijeloga praha koji se javlja u tri alotropske modifikacije: monoklinska faza stabilna je do temperature od $1170\text{ }^{\circ}C$ pri kojoj prelazi u tetragonsku fazu koja je stabilna do temperature od $2370\text{ }^{\circ}C$ te zatim prelazi u kubičnu fazu koja postoji do točke taljenja na $2680\text{ }^{\circ}C$ (9). Povratna transformacija moguća je zbog promjene temperature, isparavanja, neodgovarajuće obrade, nekvalitetnoga sinteriranja ili uslijed nepravilnih toplo-tlačnih postupaka. Kako bi ga se stabiliziralo, dodaje mu se nekoliko različitih oksida koji djelomično ili potpuno sprječavaju navedenu transformaciju. Tako nastaje djelomično stabiliziran cirkonijev dioksid – PSZ. Dodatnom pak stabilizacijom nastaju tetragonski cirkonijevi polikristali – TZP ili ojačani cirkonij koji je izrazito čvrst i otporan na lom. Zbog transformacije dolazi do promjene volumena materijala od 3 – 4 % te izrazitog očvršćenja zbog čega se ovaj fenomen zove transformacijsko očvršćenje (3). U današnje vrijeme itrijem stabiliziran cirkonij (Y- TZP) najčešće je korišten materijal u dentalnoj protetici. Stabiliziran je s 3 % Y_2O_3 te posjeduje izvrsna mehanička svojstva (čvrstoću, lomnu žilavost i tvrdoću) (9).

3.2.1. Biokompatibilnost i starenje

Biokompatibilnost materijala jedno je od odlučujućih svojstava za njegovu primjenu u kliničkoj praksi. Unutar ispitivanja biokompatibilnosti potrebno je ispitati alergičnost, citotoksičnost, mutagenost i kancerogenost. Iako prema nekim autorima nema dokaza o citotoksičnosti cirkonijevog oksida, neki pak tvrde da je njegova toksičnost ipak veća nego kod nekih drugih keramika. Cirkonijev dioksid koji se koristi kao biomaterijal, iako u prirodi onečišćen različitim radionuklidima, pogotovo uranijem, radijem i torijem zbog svoje čistoće ima izrazito male doze zračenja koje su daleko niže nego u prirodnom okolišu (13).

Pojam starenja cirkonija označava mogućnost njegove hidrotermalne degradacije na niskim temperaturama. Taj fenomen ukazuje na laganu $t \rightarrow m$ transformaciju koja se može javiti na površini zrna u vlažnim uvjetima i na relativno niskim temperaturama (150 – 400 °C). Takva degradacija započinje na površini cirkonija te napreduje šireći se duž površine a kasnije prodire i u unutrašnjost što otvara put prodoru vode koja zatim ubrzava sam proces degradacije (14). Swab je starenje cirkonija opisao na sljedeći način:

- 1) Najkritičnija je temperatura između 200 i 300 °C.
- 2) Uzrokuje smanjenje čvrstoće, tvrdoće i gustoće te uzrokuje povećanje postotka monoklinske faze.
- 3) Transformacija izaziva nastajanje mikro i makro pukotina.
- 4) Transformacija započinje na površini i završava u unutrašnjosti materijala .
- 5) Smanjenje veličine zrna ili povećanje koncentracije stabilizirajućeg oksida reducira transformaciju.
- 6) Transformacija je pojačana u vodi ili vlazi (13).

3.2.2. Cirkonij-oksidna keramika kao dio dvoslojnih sustava

Y-TZP cirkonij-oksidna keramika postala je zbog svojih izvrsnih svojstava univerzalni materijal za izradu svih vrsta fiksnoprotetskih radova. Kod dvoslojnih sustava njom se izrađuje osnovna konstrukcija protetskog rada na koju se zatim napeče sloj obložne keramike koja daje oblik i izgled prirodnog zuba (Slika 3.). Premda predstavlja zlatni standard dvoslojnih sustava, te iako se iz estetskih razloga sve manje primjenjuje, metal-keramička veza čvršća je u

usporedbi s vezom Y-TZP-a i obložne keramike. Tomu je razlog kemijska inertnost cirkonijevog oksida (9). Osim nje, dakako, niz faktora utječe na odvajanje i lom fasetne keramike, a tu spadaju: razlika u koeficijentima termičke istežljivosti dvaju materijala, kontrakcija pri sinteriranju, defekti u obložnoj keramici, slabo vlaženje jezgre izrađene iz cirkonij-oksidne keramike s obložnom keramikom, učestalost i veličina opterećenja.

Pokazalo se u istraživanjima koja su ispitivala lom keramike da pukotine nastale u obložnoj keramici skreću prema spoju dvaju materijala, što, prilikom većeg pritiska, rezultira odlamanjem obložnog sloja prije potpunog prijeloma nadomjestka.

Ovo navodi na zaključak da bi otporniji i žilaviji materijal osnovne konstrukcije mogao uspješno spriječiti širenje pukotina koje potječu od slabijega obložnoga sloja (14).



Slika 3. Dvoslojni keramički sustav

3.3. Monolitna cirkonij-oksidna keramika

Monolitna cirkonij-oksidna keramika materijal je od kojega se izrađuje jednokomadna konstrukcija (od jedne vrste materijala) koristeći reduktivnu (CAD/CAM) tehnologiju. Razlozi zbog kojih se ovakav oblik keramike počinje sve češće koristiti u odnosu na dvoslojne sustave su njene brojne prednosti (visoka otpornost na savijanje, potreba za manjim uklanjanjem tvrdoga zubnoga tkiva, minimalno trošenje zuba antagonista, zadovoljavajuća estetika, kraći laboratorijski period izrade nadomjestka, manje posjeta stomatologu za vrijeme izrade, te

nemogućnost odslojavanja obložnog dijela keramike). Uza sve njezine dobre karakteristike, ključni nedostatak, koji još uvijek nije do kraja riješen, jest nemogućnost postizanja zadovoljavajuće estetike (15). Ipak se zadnjih nekoliko godina, u potrazi za većom prozirnošću i boljim optičkim svojstvima razvijaju nove vrste cirkonij-oksidnih keramika pa su stoga sada dostupni presinterirani blokovi obojeni u nekoliko tonova s različitim gradijentima boje i različitim stupnjevima prozirnosti (16). Dodatne indikacije u korist upotrebe monolitnog nadomjestka umjesto dvoslojnoga su malokluzija, parafunkcijske navike, prethodna odlamanja dvoslojnoga sustava te limitiran prostor (15).

Ukoliko ih uspoređujemo u monolitnom obliku cirkonijev je oksid u prednosti pred litij-disilikatnom staklokeramikom jer omogućuje izradu tanjeg nadomjestka i shodno tome doprinosi manjem uklanjanju tvrdog zubnog tkiva zbog čega su mehanička svojstva i otpornost na lom znatno bolji (Slika 4.).

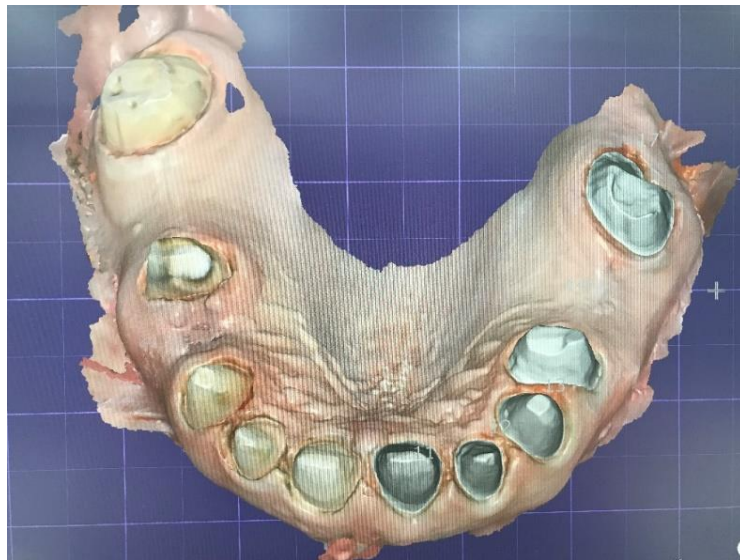
Ipak, litij disilikat u prednosti je zbog veće translucencije, tj. boljih optičkih svojstava koja prirodnije imitiraju zubnu caklinu (17).



Slika 4. Most od monolitne cirkonij-oksidne keramike

3.3.1. Proces izrade – CAD/CAM tehnika

Cirkonij-oksidi se u monolitnom obliku izrađuju pomoću CAD/CAM tehnologije. CAD (*computer aided design*) / CAM (*computer aided manufacturing*) u dentalnoj medicini počinje se koristiti 80-ih godina 20. stoljeća. Ovakvom tehnologijom ukidaju se pojedine laboratorijske faze čime se štedi vrijeme i smanjuju troškovi. Tri osnovna dijela CAD/CAM sustava su CAD - jedinica s računalnim programom koji služi za obradu podataka i virtualnu konstrukciju budućeg nadomjestka, zatim skener koji geometrijske podatke pretvara u digitalni 3D oblik (Slika 5. i 6.) te CAM - jedinica koja frezanjem (glodanjem) nadomjestak izrađuje iz unaprijed pripremljenog bloka materijala (6). Keramički blok nalazi se na metalnom nosaču što omogućuje fiksaciju u komori za rezanje. Reže se dijamantrnim diskovima i brusilima. Kako se keramički blok vrti oko svoje osi tako se i dijamantni disk i brusilo vrte i transliraju gore – dolje oko njega i pri tom ga izrezuju (18).



Slika 5. Prikaz skenirane situacije u usnoj šupljini



Slika 6. Dizajniranje monolitnih cirkonij-oksidnih nadomjestaka u CAD jedinici

Postoje dvije vrste blokova cirkonij-oksidne (Y-TZP) keramike. Prvi je tip potpuno sinterirana keramika koja se nakon freziranja u CAM jedinici bolje prilagođava bataljku jer ne dolazi do dimenzijskih promjena. Loše su joj strane teža obradivost zbog velike tvrdoće te brže trošenje freza CAM jedinice. Osim toga, pri freziranju se mogu stvoriti pukotine unutar samog materijala uslijed naprežavanja čime se povećava mogućnost loma. Drugi je tip presinterirana keramika koja se lakše obrađuje u CAM jedinici te se nakon završene obrade dobivena jezgra mora ispeći u peći za sinteriranje kako bi dobila kompaktnost i čvrstoću (Slika 7. i 8.). Najveći su nedostatak dimenzijske promjene jer se keramika kontrahira i do 25 % svoga volumena (6). Nakon završenog freziranja/sinteriranja nadomjestak se završno obrađuje poliranjem ili glaziranjem (19).

Proizvodnja nadomjestaka uključuje nekoliko koraka obrade koji mogu dovesti do oštećenja konačnog proizvoda. Cilj mnogih istraživanja bio je utvrditi utječu li varijable u procesu proizvodnje na klinički uspjeh monolitnih cirkonij-oksidnih radova. Dosadašnji rezultati pokazali su da način proizvodnje i sastav materijala zajedno utječu na kvalitetu rubnog dosjeda nadomjestka, unutarnji dosjed te na otpornost na lom. Također se pokazalo da sastav i svojstva glodala, oštećenja i defekti, nastali tijekom procesa izrade, utječu na konačnu čvrstoću gotovog rada i njegovu otpornost (20).

Glavna je prednost CAD/CAM tehnike u njezinoj jednostavnosti: nadomjestak se može izraditi i u ordinaciji, a može i u zubnom laboratoriju. Klasični se otisni postupak tako može izbjeći pa se mogu izbjeći i greške koje se u vezi s njim mogu pojaviti. Ova tehnika ima veliku brzinu izrade pa čitav rad može biti gotov u svega nekoliko sati čime se ukida potreba za većim brojem

posjeta, također, kakvoća izrađenog nadomjestka ista je ili još i bolja, a ima i prihvatljivu cijenu (18).

CAD/CAM tehnika nerijetko se u zadnje vrijeme a posebno kod većih protetskih rehabilitacija povezuje s tehnikom naziva *digital smile design* (DSD). DSD je višefunkcionalno softversko rješenje koje poboljšava komunikaciju između stomatologa i tehničara, omogućuje bolju dijagnostiku te predviđanje konačnog rezultata. Ipak, zbog potrebne dodatne opreme, prostora, znanja i kliničkog iskustva ovakav princip rada nije još uvijek integriran u svakodnevnu praksu (21).



Slika 7. Radno polje peći za sinteriranje



Slika 8. Peć za sinteriranje

3.3.2. Mehanička svojstva

Mehanička svojstva monolitnog cirkonij-oksida značajno su superiornija u odnosu na druge vrste keramike, dijelom zbog njegovih svojstava, a dijelom zbog toga što je u monolitnom obliku izbjegnuto odvajanje obložnog keramičkog sloja. Dodatkom stabilizatora itrijevog oksida, koji predstavlja jednu od najvažnijih komponenata ovog materijala, usporava se proces starenja i unaprjeđuju se biološka i mehanička svojstva ove keramike (22). Njegov dodatak povisuje žilavost koja iznosi 9 - 10 MPa. Ta je vrijednost dvostruko veća od aluminijem ojačanih keramika, tri puta veća od litij-disilikatnih keramika i nešto veća čak i od metal-keramičkih konstrukcija. Youngov modul elastičnosti cirkonijevog oksida je 210, savojna čvrstoća ide od 900 - 1200 MPa, a tvrdoća je 1200 HV. Mehanička svojstva mogu biti kompromitirana obradom površine pa se stoga preporučuje da se brušenje izvede uz jako hlađenje i malu silu (13).

Danas je najčešće upotrebljavana 3Y-TZP keramika, ali radi težnje za dobivanjem translucentnije keramike razvijene su 4Y-TZP i 5Y-TZP keramike koje s povećanjem postotka itrija u materijalu imaju sve veći udio kubične, a manji udio tetragonalne faze. Pri tome je značajno istaknuti da su translucencija i čvrstoća obrnuto proporcionalne, tako da se povećanjem udjela itrija dobiva cirkonij-oxid smanjene čvrstoće. 3Y i 4Y keramike pokazale su slične uzorke loma koji se sastojali od miješanih intergranularnih i transgranularnih prijeloma s finim veličinama zrna cirkonija, dok je površina loma 5Y bila drukčija s gotovo samo transgranularnim lomovima kroz mnogo veća zrnca cirkonijevog oksida (23).

Na otpornost na lom između ostalog utječe i debljina nadomjestka što je potvrdilo nekoliko provedenih studija pa se tako u jednoj od njih mjerila otpornost na lom kod 49 monolitnih cirkonij-oksidnih krunica koje se nalaze u mandibularnoj stražnjoj regiji pacijenata s bruksizmom. Testirano je 7 različitih okluzalnih debljina u rasponu od 0.4 mm – 1.0 mm (od svake pojedine debljine po 7 krunica), simulirane su sile od 800 N u vidu cikličkog opterećenja, a testiranje je trajalo do frakture nadomjestka ili do upotpunjenih 100 000 ciklusa. Zaključeno je da kod bruksera debljina od 0.9 mm može predstavljati kritičnu točku jer je došlo do loma kod dvije od sedam krunica dok su kod manje debljine odnosno 0.8 mm i niže sve doživjele frakturu, a one od 1.0 mm su sve izdržale opterećenje (24).

Prema još jednoj studiji koja je proučavala korelaciju između debljine i otpornosti na lom monolitnog cirkonij-oksida zaključeno je da je okluzalna debljina značajno utjecala na otpornost na lom dok aksijalna debljina nije imala gotovo nikakav utjecaj. Također veću

otpornost na lom imala je 0.5 mm debela okluzalna površina monolitnog cirkonijevog oksida nego 1.5 mm debela okluzalna površina litijevog disilikata čime je samo potvrđena mehanička superiornost ovog materijala nad staklokeramikom (25).

3.3.3. Optička svojstva

Najznačajniji nedostatak cirkonijevog oksida njegova je opaknost. Najmanje proziran cirkonij-oksadni materijal ima 42.1 % translucencije tipične staklokeramike. Sjaj i prozirnost cirkonijevog oksida ovise o proizvođaču te na njih utječe: veličina zrna (veća zrna umanjuju prozirnost cirkonija), udio itrijevog oksida i količina nečistoće. Raspršivanje svjetla u materijalu i njegova debljina također su dva važna čimbenika koja utječu na prozirnost (19). Za cirkonijev oksid dostupno je pet vrsta prozirnosti uključujući nisku, srednju, visoku, super i ultravisoku. Onaj s niskom i srednjom translucencijom predodređen je za jezgru kod dvoslojnih sustava, dok su visoki, super i ultraprozirni predodređeni uglavnom za monolitne konstrukcije. Aditivi poput glinice smanjuju prozirnost jer pojačavaju raspršivanje svjetlosti na granicama između glinice i cirkonijevog oksida (26).

Nekoliko je istraživanja ustvrdilo da nema razlike u prozirnosti između poliranih i nepoliranih monolitnih nadomjestaka te da nema razlike u translucenciji poliranih i glaziranih konstrukcija, osim što je glaziranje smanjilo opalescenciju (27).

Na samu boju utječu tri stvari, a to su proces proizvodnje, laboratorijski postupci i klinički faktori. Procesom proizvodnje određena su osnovna optička svojstva, različiti laboratorijski procesi, mogu se zatim stvoriti eventualne promjene boje, a klinički čimbenici, u koje spadaju pozadina zuba, cement i boja materijala nadomjestka, mogu utjecati na rezultirajuću boju. Preporučuju se spektrofotometrijska mjerenja za procjenu promjena boje u različitim fazama procesa izrade.

Primarna boja cirkonijeva oksida kombinacija je bijele boje i boje slonovače. Kako bi se boja poboljšala, proizvođači su predstavili obojenu keramiku, a kod bojanja cirkonijevog oksida mogu se primijeniti tri tehnike. Jedna je dodavanje pigmenata boje u cirkonij-oksadni prah, druga je uranjanje presinteriranog cirkonijeva oksida u obojanu tekućinu i treća je oblaganje sinteriranog cirkonijeva oksida bojom.

Estetske karakteristike monolitnih cirkonij-oksadnih radova veća su translucencija, tekstura i sjaj površine. Kod neprozirnih cemenata koji su izbor za tamnu, metalnu ili obojenu pozadinu

s ciljem da ju maskiraju treba povećati debljinu keramike. Cementi u boji zuba mogu biti izbor kako bi se stvorio bolji sklad boja između njih, pozadine i boje keramike. To ujedno eliminira potrebu za većom debljinom keramike (26). S obzirom na važnost debljine monolitne Y-TZP keramike za adekvatnu količinu svjetlosti koja kroz nju prolazi, može se ustvrditi da je debljina 0.5 - 0.9 mm zadovoljavajuća, a da pritom ne narušava ni čvrstoću ni boju materijala (27).

3.3.4. Brušenje uporišnog zuba i cementiranje nadomjestka

Jedna od prednosti monolitnog nadomjestka, u odnosu na dvoslojni, poštediti je zubnog tkiva zbog toga što se umjesto dva koristi samo jedan sloj keramike. Prema preporukama proizvođača za monolitni cirkonij-oksidi nadomjestak okluzalno je dovoljno izbrusiti 1 – 1.5 mm tvrdog zubnog tkiva, aksijalno 0.5 – 0.8 mm a širina stepenice trebala bi biti 0.3 – 0.5 mm (28). Budući da monolitni nadomjestci, izrađeni u CAD/CAM-u, uglavnom koriste keramike visokih vrijednosti savojne čvrstoće (preko 350 MPa), stepenica treba biti zaobljena čime je osigurana strukturna trajnost nadomjestka, te se nepotrebno ne uklanja tvrdo zubno tkivo. Okluzalni kut konvergencije je između četiri i šest a sve prijelaze i kutove trebalo bi glatko zaobliti (29). Preparacija se vrši dijamaninim svrdlima s crvenim kolječnikom (13).

Za razliku od keramika niže savojne čvrstoće (<350 MPa) koje se zbog kemijske sveze između zuba i keramike te ojačanja same keramike obavezno moraju adhezivno cementirati, strojna keramika velike čvrstoće, u koju spada i monolitna cirkonij-oksidi, može se cementirati konvencionalnim cementima (staklenoionomerni, cink-fosfatni i polikarboksilatni) te adhezivnim kompozitnim cementima. Osim čvrstoće keramike njena translucencija također bi trebala utjecati na odabir vrste cementa i tehniku cementiranja (6). Kompozitni i smolom modificirani staklenoionomerni cementi pokazali su veće vrijednosti translucencije od ostalih konvencionalnih cemenata (27). Iako proizvođači sugeriraju adhezivno cementiranje to cirkonij-oksidi nije potrebno jer je prava kemijska veza s njim teško ostvariva zbog toga što u sebi nema staklene faze a ni poboljšanje svojstava cementom mu nije potrebno. Stoga bi cementiranje trebalo izvršiti klasičnim cementima uz izbjegavanje predtretmana u obliku pjeskarenja jer ono može uzrokovati transformaciju površine cirkonijevog oksida (13).

3.3.5. Trošenje tribo parova

Jedno od istraživanja koja su se bavila trošenjem površina antagonista proučavalo je trošenje cakline antagonističkih prirodnih zubi nasuprot 30 nadomjestaka među kojima je bilo 16 monolitnih cirkonij-oksidnih krunica i 14 metal-keramičkih krunica. Sve su krunice bile polirane impregniranim dijamantnim abrazivima a maksimalno trošenje je kvantificirano kao maksimalni gubitak u visini. Uz pomoć 3D laserskog skenera nadomjestci i zubi su skenirani na početku istraživanja, nakon šest mjeseci i nakon godinu dana. Nisu zabilježene značajne razlike u trošenju, ni u jednom trenutku ni između monolitnog cirkonijevog oksida i metal-keramike ni između ovih nadomjestaka i antagonističkih prirodnih zubi (30). Iako se dokazalo da polirani monolitni cirkonij-oksidi ne uzrokuju ubrzano trošenje cakline još uvijek nedostaju čvrsti klinički dokazi te dugoročni rezultati istraživanja trošenja. Jedna *in vivo* studija uspoređivala je litij disilikat i monolitni cirkonijev oksid u tribo paru s caklinom, odnosno otpornost na habanje svih navedenih tribo parova. Nadomjestci koje su koristili bile su pojedinačne krunice postavljene u prednjoj i stražnjoj regiji te mostovi s 3 – 6 članova. Ustanovljeno je da je učinak trošenja litij disilikata starog 4 godine usporediv s onim cirkonij oksida starog 7 godina. Srednji maksimalni vertikalni gubitak cakline naspram monolitnog cirkonijevog oksida nakon dvije godine bio je 0,204 : 0,145 mm čime se ustanovilo da je nešto veće trošenje cakline prirodnog zuba (31).

Još jedno istraživanje uspoređivalo je trošenje metalnog antagonista naspram hrapavog i glatkog monolitnog cirkonij-oksida pri čemu je zaključeno da povećana hrapavost cirkonija povećava trošenje legura. Legure koje su pritom bile testirane su zlatna legura, Ni-Cr i Co-Cr legura, a najveće se trošenje pokazalo kod zlatnih legura koje su bile izložene hrapavom monolitnom cirkoniju, dok je najmanje bilo kod Co-Cr legura koje su bile izložene glatkom monolitnom cirkonij-oksidu (32).

Dugi niz godina standard u fiksnoj protetici bili su metal-keramički nadomjestci. Napećenje keramike na metalnu konstrukciju ujedinilo je dobre strane obaju materijala čime su zapravo bila zadovoljena mehanička i estetska svojstva. Unatoč tomu postalo je jasno da bi potpuna keramika bila mnogo prihvatljivije estetsko rješenje pa se dentalna industrija okrenula više u tom smjeru. Prvo se počinju razvijati dvoslojni potpunokeramički sustavi u kojima je cirkonij-oksida keramika zbog svoje iznimne čvrstoće zamijenila metalnu jezgru. Na nju se tehnikom slojevanja nanose keramike veće estetske vrijednosti, kao što su staklokeramika ili glinična keramika. Najveći problem koji se ovdje počinje javljati odslojavanje, odnosno lom obložne keramike kada nadomjestak dođe u funkciju. Kao rješenje tom problemu, razvila se monolitna keramika. Brzim razvojem znanosti o materijalima i proizvodnim tehnikama danas se može pripremiti visokotransluentna Y-TZP keramika visoke čistoće i gotovo nulte poroznosti (22). Time su se prevladali nedostaci od ranije poznate slabije translucentne monolitne keramike. Y-TZP keramike zahvaljujući svojim prednostima nad litij disilikatom i metalom, popunjavaju tako nedostatak indikacija za njihovo korištenje.

Dokazano je da kakvoća površine materijala ima značajan utjecaj na brzinu trošenja antagonista (33). Ako ih se uspoređuje s ostalim vrstama keramike monolitna cirkonij-oksida keramika uzrokuje minimalno trošenje antagonističkog zuba, osobito kada je adekvatno ispolirana. Stoga početna očekivanja da će tako žilav i tvrd materijal izazvati značajniji gubitak strukture antagonista dokazano su opovrgnuta. Ipak još nedostaju *in vivo* i *in vitro* istraživanja za novu ultratransluentnu cirkonij-oksida keramiku (15).

Dokazano je također da marginalni defekti smanjuju otpornost na lom. Stoga je nužan besprijekoran rub kako bi se smanjila osjetljivost na lom i kako bi dobar rubni integritet smanjio rizik od bioloških i tehničkih komplikacija. Kako bi se eliminirao slabi obložni sloj razvijaju se monolitne keramike s većom translucencijom tako što se smanjuje veličina zrna, dodaju razni dodatci i tekućine za bojanje, povećava se udio kubične faze te se mijenja i temperatura sinteriranja. S obzirom na takav estetski napredak slojevanje cirkonij-oksida jezgre koje maskira njenu opaknu boju postaje nepotrebno. Tako je monolitna cirkonij-oksida keramika postala jedinstven sustav s višestrukim kliničkim primjenama uključujući i one s visokim estetskim zahtjevima (34).

U mnogim studijama koje su uspoređivale čvrstoću i otpornost na lom, kod nekoliko vrsta monolitnih materijala, visokotransluentna Y-TZP keramika pokazala se najotpornijom na cikličko opterećenje. Monolitni sustavi idealni su za stražnju regiju zubnog niza a osobito za

pacijente s limitiranim prostorom između čeljusti te kod bruksera i pacijenata koji imaju jake žvačne sile (35). Problem još uvijek postoji kod najtranslucentnije 5Y-TZP keramike koja zbog visokog udjela kubične faze nažalost gubi na čvrstoći i nije preporučena za radove iznad tri člana u stražnjoj regiji (19).

Pacijenti su u današnje doba jako zahtjevni po pitanju estetskih vrijednosti protetskih radova i zato pred kliničare i proizvođače neprestano postavljaju nove zahtjeve. S obzirom na to da je monolitni cirkonij-oksidi relativno nov materijal na tržištu još uvijek nedostaje dovoljno znanja o svim njegovim svojstvima, limitiranosti njegovoga korištenja, zadržavanju estetskih vrijednosti tijekom vremena nošenja nadomjestka te dugogodišnjoj otpornosti, odnosno kliničkom preživljenju. Potrebna su daljnja istraživanja i tijesna suradnja između dentalne industrije i kliničara kako bi se postojeći cirkonij-oksidi materijali još više unaprijedili.

1. Cirkonij-oksida keramika pokazuje izvanredna mehanička svojstva. Dolazi na tržištu kao dvoslojni i jednoslojni sustav.
2. Dvoslojni sustavi koji su se prvi pojavili pokazivali su manjak optičkih svojstava i njihova upotreba bila je limitirana na stražnje regije zubnog niza.
3. Unaprjeđenjem cirkonij-oksida keramike i poboljšanjem optičkih svojstava monolitna cirkonij-oksida keramika se danas široko koristi.
4. Monolitnim nadomjestcima izbjegavaju se mehanički problemi dvoslojnih sustava, odnosno adhezivni lom obložne keramike, što je u kliničkoj praksi, bio veliki problem.

1. Mehulić K. i suradnici. Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2017.
2. Mendušić M, Jelić K, Viskiće J, Milardović Ortolan S, Mehulić K. Dentalne keramike – kako, kada i zašto?. Sonda. 2014; 53-55.
3. Mehulić K. Keramički materijali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2010.
4. Štefančić S. Utjecaj korozivnog medija na strukturu i svojstva zubnih keramika. [Disertacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2013.
5. Obradović Đuričić K, Beloica D, Leković V, Ivanović V, Pavlović M, Popović G. Stomatološki materijali. Beograd: Naša knjiga; 2003.
6. Čatović A, Komar D, Čatić A. i sur. Klinička fiksna protetika – krunice. Zagreb: Medicinska naklada; 2015.
7. Schillingburg H, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett ES. Fundamentals of fixed prosthodontics. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 1997.
8. Milardović Ortolan S, Medojević D, Bergman L, Viskiće J, Mehulić K. Klinički i laboratorijski tijek izrade staklokeramičke krunice. Sonda. 2012; 24:88-91.
9. Bergman Gašparić L. Utjecaj obrade površine cirkonij – oksidne keramike na veznu čvrstoću obložne keramike. [Disertacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2013.
10. Fahl N, Edward A, McLaren R, Margeas R. Monolithic Vs. Layered Restorations: Considerations for Achieving the Optimum Result. Compend Contin Educ Dent. 2014;35(2):78-9.
11. Vešligaj J, Vučinac I, Jakovac M. Laboratorijski postupci u izradi potpuno keramičkog rada od aluminijoksidne keramike. Sonda. 2009; 80-2.
12. Mehulić K. Staklokeramika. Acta Stomatol Croat. 2005; 4:477-481.
13. Jakovac M, Kralj Z. Cirkonij oksidna keramika u fiksnoj protetici. Sonda. 2011; 22:64-9.
14. Obradović Đuričić K, Lazić V, Todorović A, Raić K, Rudolf R, Glišić B, Šćepan I, Marković D, Jokonović V, Živko Babić J, Aleksić Z, Janković S, Veličković S, Milovančević M, Belac I, Grbović A, Amtel I, Radović I, Ferrari M, Miletić V, Santini A, Vujanović D, Bušan P, Koidis P, Medić V, Ilić D. Stomatološki materijali, knjiga 2. Beograd: Naša knjiga; 2012.

15. Kontonasaki EE Rigos A, Ilija C, Istantos T. Monolithic Zirconia: An Uptade to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. Literature review. *Dent J*. 2019;7(3):90.
16. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorretino Z, Zarone F, Ferrari M, Chevalier J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. Comparative study. *Dent Mater*. 2018;34(6):879-90.
17. Konstantinidis I, Triikka D, Gasparatos S, Mitsias ME. Clinical Outcomes of Monolithic Zirconia Crowns with CAD/CAM Technology. A 1-Year Follow-Up Prospective Clinical Study of 65 Patients. *Int J Environ Res Public Health*. 2018;15(11):2523.
18. Glavina D, Škrinjarić I. Novi postupak za izradbu keramičkih ispuna: CAD/CAM sustav tehnologija 21. stoljeća. *Acta Stomatol Croat*. 2001; 1:43-51.
19. Ghodsi S, Jafarian Z.A. Review on Translucent Zirconia. *Eur J Prosthodon Restor Dent*. 2018; 26:62–74.
20. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent Mater*. 2017;33(9):1012-1020.
21. Geštakovski D, Pleše D, Knezović Zlatarić D. Digital Smile Design. *Sonda*. 2016; 68-71.
22. Tang Z, Zhao X, Wang H, Liu B. Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine (Baltimore)*. 2019;98(40):e17385.
23. Zhang F, Reveron H, Spies B C, Van Meerbeek B, Chevalier J. Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomater*. 2019; 91:24-34.
24. Lan TH, Pan CY, Liu P H, Chou MMC. Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Crowns in Implant Protheses in Patients with Bruxism. *Materials (Basel)*. 2019;12(10):1623.
25. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. Comparative study. *Acta Odontol Scand*. 2015;73(8):602-8.
26. Tabatabaian F. Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *J Prosthodont*. 2019 Mar;28(3):276-28.

27. Pekkan G, Özcan M, Gülce Subaşı M. Clinical factors affecting the translucency of monolithic Y-TZP ceramics. *Dent Mater J.* 2020;39(1):1-8.
28. Baker B, Jacobi I, Newsome P, Penn D, Reaney D. *A Clinicians guide to Prosthodontics.* Alexandria: Southern Cross Dental; 2017.
29. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J. Prosthet Dent.* 2001;85:363-76.
30. Esquivel-Upshaw JF, Kim M J, Hsu SM, Abdulhameed N, Jenkins R, Neal D, Ren F, Clark AE. Randomized Clinical Study of Wear of Enamel Antagonists Against Polished Monolithic Zirconia Crowns. *Randomized Controlled Trial. J Dent.* 2018;68:19-27.
31. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clinical Trial. Clin Oral Investig.* 2017;21(4):1165-72.
32. Cha MS, Huh YH, Cho LR, ParK CJ. A comparative study of the wear of dental alloys against monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2020;123(6):866-73.
33. Kozmacs C, Hollmann B, Arnold WH, Naumova E, Piwowarczyk A. Polishing of Monolithic Zirconia Crowns-Results of Different Dental Practitioner Groups. *Dent J (Basel).* 2017;5(4):30.
34. Candido LM, Miotto LN, Fais LMG, Cesar PF, Pinell LAP. Mechanical and Surface Properties of Monolithic Zirconia. *Oper Dent.* 2018;43(3):E119-E128.
35. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *J Prosthodont.* 2019;28(1):e259-e264.

Nancy Poljak rođena je 29. srpnja 1995. godine u Splitu. Osnovnu školu Dobri, Osnovnu glazbenu školu Josip Hatze te Opću gimnaziju Marko Marulić završila je u Splitu. 2014. godine upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studiranja bila je članica pjevačkoga zbora *Zubor*, Studentskoga zbora, studentskih sekcija za protetiku te je na jednom simpoziju studenata dentalne medicine sudjelovala kao voditeljica radionice. Dvije godine asistirala je u privatnoj stomatološkoj ordinaciji.