

Monolitni nadomjesci u fiksnoj protetici

Gluvačević, Maria

Professional thesis / Završni specijalistički

2023

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:247300>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-12-12**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Maria Gluvačević

MONOLITNI NADOMJESCI U FIKSNOJ PROTETICI

POSLIJEDIPLOMSKI SPECIJALISTIČKI RAD

Zagreb, 2023.



Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Maria Gluvačević

MONOLITNI NADOMJESCI U FIKSNOJ PROTETICI

POSLIJEDIPLOMSKI SPECIJALISTIČKI RAD

Zagreb, 2023.

Rad je ostvaren na Stomatološkom fakultetu, Sveučilišta u Zagrebu.

Naziv poslijediplomskog specijalističkog studija: Dentalna medicina

Mentor rada: izv. prof. dr. sc. Slađana Milardović, Zavod za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: mag. educ. kroat. Ivana Franjić

Lektor engleskog jezika: mag. educ. philol. angl. et mag. educ. inf Adrian Beljo

Sastav Povjerenstva za ocjenu poslijediplomskog specijalističkog rada:

1. Prof. dr. sc Amir Ćatić
2. Izv. prof. dr. sc. Slađana Milardović
3. Izv. prof. dr. sc. Joško Viskiće

Sastav Povjerenstva za obranu poslijediplomskog specijalističkog rada:

1. Prof. dr. sc Amir Ćatić
2. Izv. prof. dr. sc. Slađana Milardović
3. Izv. prof. dr. sc. Joško Viskiće

Datum obrane rada: 27. rujna 2023.

Rad sadrži: 48 stranica

9 slike

2 CD-a

Rad je vlastito autorsko djelo, koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata upotrijebljenih 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 ilustracijama koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija, odnosno propusta u navođenju njihova podrijetla.

Zahvala

Najljepša i velika hvala mojoj mentorici, izv. prof. dr. sc. Slađani Milardović, na ogromnoj pomoći i beskrajnom strpljenju, pozitivnoj energiji te na preporuci tijekom odabira teme.

Želim posebno istaknuti i zahvaliti prof. dr. sc. Marku Jakovcu na inspiraciji, zahvaljujući njemu tijekom nostrifikacije diplome potaknuo me svojim prekrasnim, preciznim i minimalnoinvazivnim načinom rada da upišem Poslijediplomski studij te podignem na višu razinu svoje radne navike.

Također, zahvaljujem prof. dr. sc. Robertu Čeliću i mr. sc. Hrvoju Pezi što su vjerovali u mene pa su mi dali priliku pokazati svoju veliku ljubav prema poslu te su me zaposlili u klinici „Ars Salutaris“.

I za kraj, hvala mom stomatološkom timu gdje sam stekla ogromno i jako zanimljivo iskustvo, a posebno doktorici Stanislavi Senzel koja mi je prenijela dio svoga znanje te ustupila na korištenje fotografije za moj poslijediplomski rad.

Sažetak

MONOLITNI NADOMJESCI U FIKSNOJ PROTETICI

Godinama se metal-keramika smatrala zlatnim standardom za izradu krunica i mostova. Iako se pokazao relativno izdržljivim i pouzdanim, zbog određenih problema s ovim sustavom ipak je nastavljena potraga za savršenijim materijalima. Povećani estetski zahtjevi suvremenog društva naveli su na to da se metali sve više izbacuju iz upotrebe pa se kod slojevanih sustava za postizanje čvrstoće umjesto metalne jezgre počela upotrebljavati jezgra od keramika visoke čvrstoće.

Međutim, unatoč postizanju vrhunskih estetskih rezultata potpuno keramičkim sustavima, nije uklonjen jedan od glavnih problema slojevanih sustava – lom obložne keramike. Slaba točka svih slojevanih nadomjestaka je spoj dvaju materijala. Uzroci loma i raslojavanja obložne keramike su multifaktorski problem. U suvremenoj dentalnoj protetici monolitni keramički nadomjesci postali su adekvatna alternativa uvriježenim sustavima, a u nekim slučajevima čak su i bolje rješenje. Razvoj CAD/CAM tehnologije ubrzava njihov razvoj i integraciju u svakodnevnu praksu.

Monolitni keramički nadomjesci u potpunosti se sastoje od jedne vrste keramike i izrađeni su u jednom komadu čime se izbjegava najčešća komplikacija slojevanih sustava – lom obložne keramike. Najčešće se izrađuju od litij-disilikatne i cirkonij-oksidge keramike. Litij-disilikatna keramika odlikuje se povoljnim estetskim svojstvima pa se češće primjenjuje u rekonstrukciji prednjih zubi, dok se cirkonij-oksidge keramika odlikuje boljim mehaničkim svojstvima pa je češće materijal izbora za izradu nadomjestaka na stražnjim zubima i za višečlane nadomjeske u području većih žvačnih sila. Međutim, valja napomenuti da su suvremene cirkonij-oksidge keramike s povećanim stupnjem translucencije pogodne i za rekonstrukciju prednjih zubi.

Cilj je ovog rada prikazati suvremene keramičke materijale za izradu monolitnih nadomjestaka u fiksnoj protetici, njihova svojstva, indikacije i kontraindikacije za njihovu primjenu, specifičnosti brušenja zubi za monolitne keramičke nadomjeske, postupke cementiranja monolitnih nadomjestaka te prednosti i nedostatke monolitnih nadomjestaka u odnosu na slojevane.

Ključne riječi: monolitni nadomjesci., litij-disilikatna keramika., cirkonij-oksidge keramika

Summary

MONOLITHIC RESTORATIONS IN FIXED PROSTHODONTICS

For many years, ceramo-metal restorations were considered the gold standard for making crowns and fixed partial dentures. Although it proved to be relatively durable and reliable, due to certain problems with this system, the search for more perfect materials continued. The increased aesthetic demands of modern society have led to the fact that metals are being thrown out more and more, so in layered systems, to achieve strength the metal core was substituted with a high-strength ceramic core.

However, despite superior aesthetic results with all-ceramic systems, one of the main problems of layered systems has not been eliminated – chipping of veneering ceramics. The weak point of all layered restorations is the interface of two materials. Chipping is a multifactorial problem.

In modern prosthodontics, monolithic ceramic restorations have become an adequate alternative to established systems, and in some cases they are even a better solution. The development of CAD/CAM technology accelerates their progress and integration into everyday practice.

Monolithic restorations consist entirely of one type of ceramic and are made in one piece, which avoids the most common complication of layered systems, i.e. chipping. They are usually made of lithium-disilicate and zirconium oxide ceramics. Lithium-disilicate is characterized by favorable aesthetic properties, so it is usually used in the reconstruction of front teeth, while zirconium oxide is characterized by better mechanical properties, so it is more often the material of choice for making restorations on the back teeth and for multi-unit restorations in the area of higher masticatory forces. However, it should be noted that modern zirconium oxide ceramics with an increased degree of translucency are also suitable for the restoration of front teeth.

The aim of this paper is to present ceramic materials for monolithic restorations in fixed prosthodontics, their properties, indications and contraindications for their use, the specifics of tooth preparation for monolithic restorations, cementation procedures, and the advantages and disadvantages of monolithic restorations compared to layered restorations.

Key words: monolithic restorations., lithium-disilicate ceramics., zirconium oxide ceramics

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. KLASIFIKACIJA KERAMIČKIH SUSTAVA	4
3. GRAĐA I SVOJSTVA KERAMIČKIH MATERIJALA.....	7
3.1. Optička svojstva dentalnih keramika.....	12
3.2. Mehanička svojstva dentalnih keramika.....	13
3.3. Oponašanje prirodnih zubi keramičkim materijalima.....	13
4. MONOLITNI POTPUNO KERAMIČKI NADOMJESCI.....	15
4.1. Staklokeramički monolitni nadomjesci.....	16
4.1.1. Nadomjesci od leucitne staklokeramike.....	16
4.1.2. Nadomjesci od litij-disilikatne keramike.....	20
4.2. Cirkonij-oksadni monolitni nadomjesci.....	23
4.3. Indikacije za primjenu monolitnih keramičkih nadomjestaka.....	26
4.4. Specifičnosti brušenja zubi za monolitne keramičke nadomjeske.....	27
4.5. Cementiranje monolitnih nadomjestaka.....	28
4.6. Prednosti i nedostaci monolitnih nadomjestaka u odnosu na slojevane.....	31
5. RASPRAVA.....	35
6. ZAKLJUČAK	39
7. LITERATURA.....	41
6. ŽIVOTOPIS.....	47

Popis skraćenica

CAD/CAM – eng. computer aided design/computer aided manufacturing, hrv. računalno potpomognutog dizajna i računalno potpomognuta izrada

PSZ – eng. partially stabilized zirconium dioxide, hrv. djelomično stabilizirani cirkonijev dioksid

TZP – eng. tetragonal zirconium polycrystal, hrv. tetragonski cirkonijevi polikristal

Y- TZP – eng. yttrium stabilized zirconium dioxide, hrv. itrijem stabilizirani cirkonijev oksid

3Y-TZP – eng. high strength zirconium, hrv. cirkonij visoke čvrstoće

5Y-TZP – eng. high transparency zirconium, hrv. cirkonij visoke prozirnosti

CIP – eng. cold isostatic pressing, hrv. hladno izostatsko prešanje

SIC – staklenoionomerni cement

U protetskoj terapiji važno je osigurati funkcionalnost, trajnost i estetiku protetskog rada. Zbog visoke stope uspješnosti, metal-keramički sustavi desetljećima su bili materijal izbora u fiksnoprotetskoj terapiji (1). Međutim, zbog rastućih estetskih zahtjeva kliničara i pacijenata potpuno keramički sustavi nametnuli su se s obzirom na superiorna optička svojstva, ali i biokompatibilnost (2, 3).

Kinezi su prvi izradili keramiku još prije 1300 godina, a sastojala se od glinice, kvarca, usitnjenog tinjca i jedne vrste meke, bijele, lako oblikovljive zemlje. Vjerojatno je da su u Europu porculan donijeli Portugalci tek u 15. stoljeću. Guillemean je 1710. godine izvještavao o prvom materijalu koji se može upotrijebiti za izradu umjetnih zubi. Materijal se sastojao od posebne smole sredozemnog grmlja (mastix), smole i koralja u prahu. Charles H. Land 1887. godine izradio je prvu potpuno keramičku krunicu napečenjem keramike na platinsku foliju, tzv. „jacket-krunica“ (4). Problem je bio u čestim lomovima i ograničenom primjenom isključivo na prednjim zubima tako da je bilo potrebno usavršavanje ovog sustava. McLean i Hughes 1965. godine ojačali su jacket-krunicu dodatkom aluminijske dioksida, ali nisu s tim postigli značajnije poboljšanje pa je primjena i dalje bila ograničena samo na prednji segment zubnog niza. Radi ojačanja pokušalo se ostaviti foliju u nadomjesku, ali su se time narušila estetska svojstva krunice. Razvoj keramičkih materijala i dalje je napredovao te su se razvili dvoslojni potpuno keramički sustavi koji su zadovoljavali estetske zahtjeve, ali su se uočile komplikacije u obliku raslojavanja i loma obložne keramike (5).

Tehnologije su se stalno usavršavale, a poseban napredak osjetio se nakon pojave računalno potpomognutog dizajna i računalno potpomognute izrade (CAD/CAM - eng. Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing), što je omogućilo obradu keramičkih materijala poboljšanih mehaničkih svojstava koji se mogu oduprijeti jakim žvačnim silama kakve se javljaju u usnoj šupljini (6).

Razvojem keramika s unaprijeđenim mehaničkim i optičkim svojstvima, nametnula se ideja o izradi monolitnih potpuno keramičkih nadomjestaka koji se u potpunosti sastoje od jedne vrste keramike i izrađeni su u jednom komadu, čime se izbjegava najčešća komplikacija slojevanih sustava, a to je lom obložne keramike (7).

Monolitni keramički nadomjestci najčešće se izrađuju od litij-disilikatne i cirkonij-oksidne keramike. Litij-disilikatna keramika odlikuje se povoljnim estetskim svojstvima pa se češće primjenjuje u rekonstrukciji prednjih zubi, dok se cirkonij-oksidna keramika odlikuje boljim

mehaničkim svojstvima pa je češće materijal izbora za izradu nadomjestaka na stražnjim zubima i za višečlane nadomjeske u području većih žvačnih sila. Iako valja napomenuti da su suvremene cirkonij-oksidge keramike s povećanim stupnjem translucencije također pogodne za rekonstrukciju prednjih zubi (8).

Cilj je ovog rada prikazati suvremene keramičke materijale za izradu monolitnih nadomjestaka u fiksnoj protetici, njihova svojstva, indikacije i kontraindikacije za njihovu primjenu, specifičnosti brušenja zubi za monolitne keramičke nadomjeske, postupke cementiranja monolitnih nadomjestaka te prednosti i nedostatke monolitnih nadomjestaka u odnosu na slojevane.

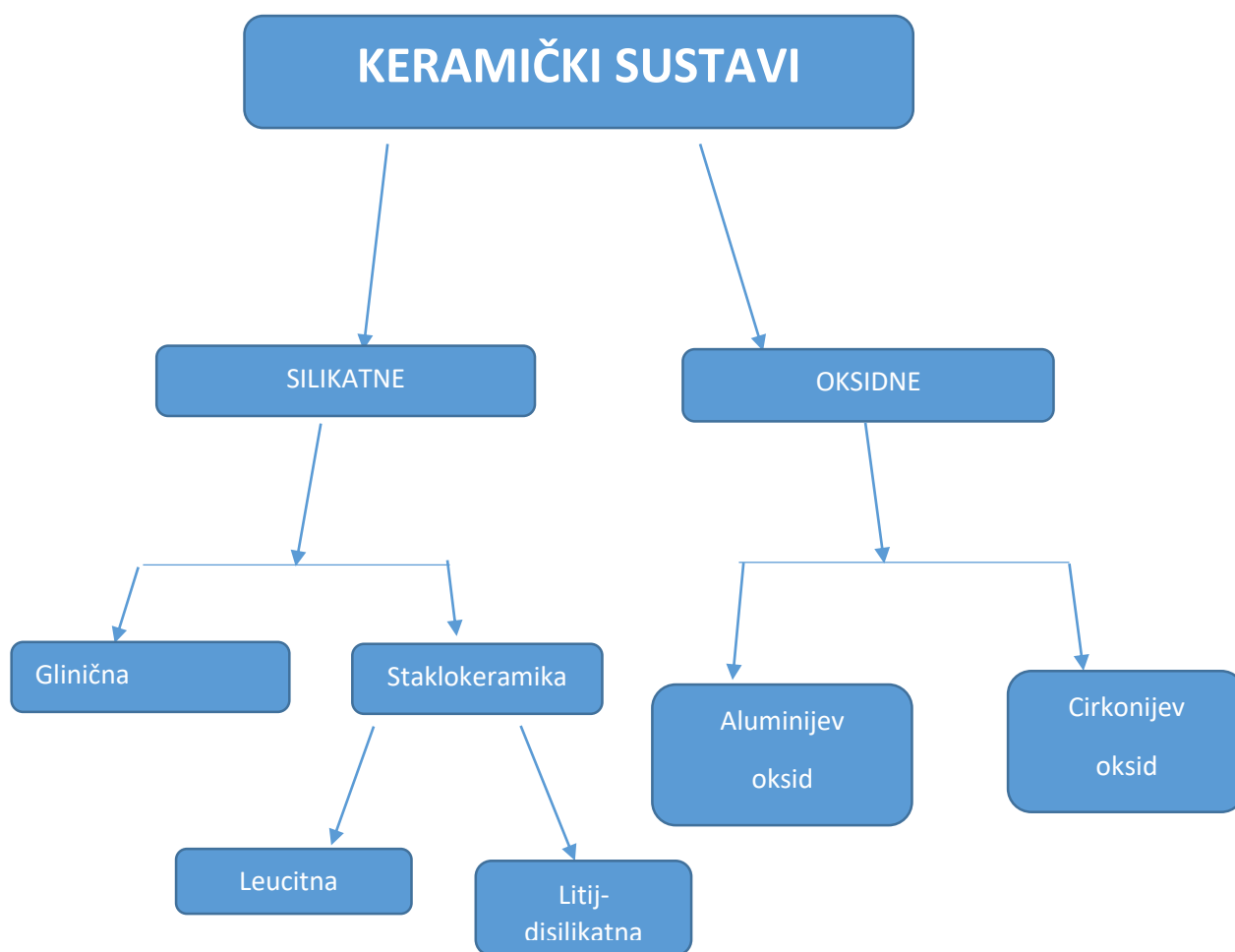
2. KLASIFIKACIJA KERAMIČKIH SUSTAVA

Postoji nekoliko klasifikacija dentalne keramike. Prema sastavu, dentalne keramike dijele se na silikatne i oksidne (Slika 1.) (9). Silikatne keramike dijele se na:

- glinične
 - s visokim sadržajem leucita
 - s niskim sadržajem leucita
 - sa sanidinima i
- staklokeramike
 - leucitne
 - litij-disilikatne
 - s tinjcima
 - fluorapatitne.

U oksidne keramike ubrajaju se aluminij-oksidna i cirkonij-oksidna keramika. Posebna skupina aluminij-oksidnih keramika su keramike infiltrirane staklom (IN Ceram sustav) u koje se ubrajaju:

- In ceram Spinell (s dodatkom magnezija)
- In ceram Alumina
- In ceram Zirconia (sa ZrO_2).



Slika 1. Podjela keramičkih sustava prema kemijskom sastavu

3. GRAĐA I SVOJSTVA KERAMIČKIH MATERIJALA

Današnji keramički materijali razvili su se iz porculana, ali se od njega razlikuju postotkom osnovnih sastojaka i posljedično svojstvima. Dentalne keramike nalaze se između tvrdog porculana i stakla. Ne mogu se svrstati u porculan jer im nedostaju tipični kristali koji su svojstveni tvrdom porculanu, tzv. muliti, a također se ne mogu svrstati u staklo jer pokazuju djelomično kristalnu strukturu (najčešće leuciti), dok je pravo staklo potpuno amorfne građe (9).

Dentalni keramički material sastoji se od glinice, kvarca i kaolina. U skupinu glinenaca (feldspata) spadaju minerali koji su rasprostranjeni u stijenama Zemljine kore te su najvažniji sastojak vulkanskih stijena i kristalnih škriljaca. U prirodi se nalaze u obliku neprozirnih kristala različite boje, od bijele do ružičaste i zelene, tvrdoće 6 po Mohsovoj skali. Glinica je najvažniji sastavni dio zubne keramike i čini 75 – 85 % cjelokupnog sastava (10). Po kemijskom sastavu, feldspati su dehidrirani alumosilikati kalija, natrija i kalcija. Silicijev dioksid sastojak je većine stijena. Glinenci u keramičkoj masi predstavljaju staklenu fazu čineći matriks drugim kristalima, dok istovremeno daju svojstvo transparentije i snižavaju temperature taljenja. Silicijev dioksid (SiO_2) javlja se u četiri oblika, kao kristalinični kvarc, kristalinični kristobalit, kristalinični tridimit i nekristalinični fuzionirani oblik. Fuzionirani SiO_2 je materijal čija je visoka temperatura taljenja određena trodimenzionalnom mrežom silicijevih tetraedara spojenih kovalentnim vezama, a upravo je to osnovna gradivna jedinica stakla (10).

Kvarc se upotrebljava kao sirovina za dobivanje keramike te čini 12 – 22 % ukupnog sastava. U sastavu keramike kvarc služi kao jezgra i sprečava deformaciju modeliranog nadomjeska. Kvarc s kaolinom služi za sintezu mulita, kristala igličastog oblika koji služe kao armatura matrici i zubnoj keramici daju dobra mehanička svojstva. Kvarc je najstabilnija forma SiO_2 . Kao i glinica, onečišćen je željezom koje se mora odstraniti s pomoću magneta jer željezo mijenja boju keramičkom objektu (10).

Kaolin je najčišći oblik gline koji u prirodi nastaje atmosferskim utjecajem na glinicu. Prema kemijskom sastavu, kaolin je smjesa hidratiziranih alumosilikata. Glavni sastojak kaolina je mineral kaolinit. Kaolin je fini bijeli prah gustoće od 1,08 do 2,6 kg/m^3 koji intenzivno apsorbira vodu s kojom čini masu koja se lako oblikuje. U sastavu porculanskog praha ima ga od 1 do 4 %. Kaolin se u prirodi nalazi pomiješan s oksidima željeza, pijeskom i drugim tvarima. Ispire se vodom do odstranjenja svih primjesa. Kaolinom se povezuju svi sastavni dijelovi gradiva u cjelinu, ona postaje podatna što tehničaru olakšava modeliranje, a ujedno osigurava potrebnu čvrstoću modeliranog objekta (10).

Čestice kristalnog aluminijevog trioksida (Al_2O_3) važan su sastojak dentalnih keramika, veličine 10 – 30 mikrona. Ta vrsta keramike ima veću čvrstoću i veći modul elastičnosti u usporedbi s klasičnim keramikama. Čestice aluminijeva trioksida, zbog svoje velike čvrstoće, imaju važnu ulogu u ponašanju keramike pri udaru. Širenje pukotine ovisi o vrsti dodanih čestica. Kod klasičnih vrsta keramike ne postoji mehanizam kojim bi se zaustavilo širenje pukotine. Kod keramike s česticama drugih svojstava, pukotina se usmjerava na matricu oko čestica i širi se u obliku široke, isprekidane pukotine. Kod keramike s česticama aluminijeva trioksida, pukotina ne zaobilazi čestice, nego prelazi preko njih. Kako su čestice aluminijeva trioksida vrlo čvrste, svaka čestica pri sudaru s lomnom linijom predstavlja otpor širenju pukotine, povećavajući na taj način čvrstoću keramike. Prisustvo Al_2O_3 u dentalnoj keramici smanjuje prozirnost keramike (10).

Sličnu ulogu kao Al_2O_3 u dentalnoj keramici ima spinel (MgAl_2O_4). U prirodi je široko rasprostranjen i nalazi se u krečnjaku i dolomitu, rjeđe i kao sastojak granita i pijeska. Spinel se javlja u obliku staklastih, obojenih ili neobojenih, više ili manje transparentnih, ili netransparentnih, kristala (10).

Dentalne keramike trebaju ispunjavati biološka svojstva koja dopuštaju kliničku primjenu i određena tehnološka, odnosno fizikalna svojstva koja omogućuju laboratorijsku obradu. Svojstva potrebna za kliničku primjenu su između ostalih: biospojivost, postojanost u ustima, konstantnost volumena i boje, dovoljna vlačna i tlačna čvrstoća te zadovoljavajuća estetska svojstva.

Fizička su svojstva dentalne keramike slična svojstvima stakla. Izotropna je, i po tome se razlikuje od materijala s kristalnom strukturom. Zbog toga dentalna keramika nema talište nego interval omekšanja. Da bi se ipak postigla optimalna čvrstoća, keramika mora sadržavati dovoljan udio kristalnih sastavnica, koje istodobno povećavaju njezinu neprozirnost, tj. umanjuju prozirnost (10).

Keramički materijali moraju imati sljedeća tehnološka svojstva: veliku gustoću (ne smiju sadržavati pore), pri modeliranju trebaju biti postojani, a nakon pečenja lako obradivi brušenjem.

Dentalna keramika prolazi kroz nekoliko faza pečenja pri visokim temperaturama i to su opterećenja koja keramika mora izdržati bez oštećenja, a posebno je poželjna što manja kontrakcija, odnosno smanjenje obujma.

Keramika je krhki materijal, postojanog oblika, ali osjetljivog na male pogreške u strukturi, koje poslije mogu biti ishodišta za pukotine. Naprezanja, koja izvana djeluju na materijal, koncentriraju se na tim sitnim pogreškama te se lako prekorači kritična žilavost na lom. Nastaje lomna pukotina na čijem je polazištu naprezanje na vanjsko opterećenje to veće što je napuknuće dublje. Ta

nestabilnost ponajprije dovodi do povećanja napuknuća i, konačno, do loma nadomjestka. Keramika izvanredno podnosi tlačna, a slabo vlačna i smična naprezanja (10).

Staklokeramika je nastala razvojem silikatne, tj. glinične keramike postupcima kontrolirane kristalizacije stakla. Odlikuje se velikom mehaničkom otpornošću, čvrstoćom i postojanošću na temperaturne promjene. Kvaliteta keramičkog materijala ovisi o sastavnicama – o vrsti i količini staklene matrice, o vrsti, količini, veličini i distribuciji zrna, o tehnikama izrade i obrade nadomjeska, o ciklusima i temperaturi pečenja te o hlađenju.

Staklo je kruta talina alkalijskih silikata koji su bogati kremičnom kiselinom. Ona u sebi sadržava još jednu bazu i s obzirom na vrstu baze dijele se na: 1. natrijsko-kalcijsko, 2. kalijsko-kalcijsko, 3. aluminijsko staklo.

Također, u mineralnu staklenu talinu mogu se unijeti različiti oksidi pa se dobivaju cinkova, baritna, borosilikatna i druga stakla. Cilj je dobiti staklo koje odgovara određenim zahtjevima. Prvi tko je pokušao upotrijebiti staklokeramiku kao gradivni materijal u stomatologiji bio je Stookey (1974.), a McCulloch (1968.) je zaslužan za njezino otkriće. Međutim, kako bi nastali dovoljno čvrsti sustavi za medicinsku upotrebu bilo je potrebno još 20-ak godina intenzivnog razvoja tehnologije materijala. Bila je potrebna veća čvrstoća staklokeramike koja se postigla određenom kristalnom fazom, nadzorom rasta i distribucije kristala, onemogućavanjem nastanka napuknuća (dodatnim žarenjem ili tlačenjem), skretanjem ili premošćivanjem napuknuća te smanjenjem količine poroziteta (pečenje u vakuumu). Iznimno je važan precizan i kontroliran tehnološki postupak u zubotehničkom laboratoriju kako za vrijeme same izradbe tako i tijekom obrade nadomjeska (9).

Kristalne čestice sprečavaju širenje pukotina u materijalu pod utjecajem intraoralne sile, odnosno time se postiže povećana čvrstoća i otpornost materijala (11). U staklenoj matrici ravnomjerno su raspoređeni kristali Li_2S_2 u obliku iglica u koncentraciji od 70 % volumena.

Blokovi za glodanje, tj. CAD verzija materijala, imaju prednost homogene građe jer su proizvedeni u optimiziranim industrijskim uvjetima. Procesom djelomične kristalizacije nastaju kristali litij-metasilikata, koji osiguravaju dovoljnu čvrstoću za glodanje. Prema proizvođaču, djelomično kristalizirani blok ima mikrostrukturu koja se sastoji od 40 % kristala litij-metasilikata, koji su ugrađeni u staklenu matricu. Veličina zrna ovih kristala kreće se od 0,2 μm do 1 μm . U tom stanju litij-metasilikatni blok ima savojnu čvrstoću od 130 MPa, što je usporedivo s CAD/CAM blokovima ojačanim leucitima (npr. ProCAD, Ivoclar Vivadent) i CAD/CAM blokovima od

glinične keramike (npr. Vitablocs® Mark II, Vident) (12). Nakon glodanja, predkristalizirani nadomjestak se stavlja u usta i po potrebi prilagođava. Nadomjestak se zatim kristalizira tijekom 20-minutnog ciklusa pečenja u keramičkoj peći u dva koraka. Budući da se radi o monolitnom nadomjestku, nema procesa keramičke infiltracije ili nanošenja obložne keramike. Iako dolazi do skupljanja od 0,2 % tijekom procesa kristalizacije, računalni softver to ukalkulira tijekom procesa glodanja. Za vrijeme ciklusa kristalizacije, litij-metasilikatni nadomjestak doseže temperaturu od 840°C do 850°C. Tijekom porasta temperature dolazi do kontroliranog rasta kristala litij-disilikata, što dovodi do transformacije mikrostrukture koja rezultira povećanjem konačne savojne čvrstoće na oko 400 MPa. Ova čvrstoća je tri do četiri puta veća od staklokeramike ojačane leucitima (13). Ovaj materijal našao je primjenu i kao jezgra u dvoslojnim potpuno keramičkim krunicama, kao obložni materijal u metal-keramičkim nadomjestcima te u obliku monolitnih krunica ili mostova do tri člana.

Njemački kemičar Martin Heinrich Klaproth 1789. godine izvodeći pokuse slučajno je otkrio element nazvan cirkonij. Cirkonij je prijelazni metal koji spada u titanijevu skupinu elemenata i na sobnoj temperaturi nalazi se u krutom stanju. Srebrne je boje i sjajan te se na površini stvara oksidni film. Metalni prah cirkonija može se sam zapaliti na zraku, osobito na visokim temperaturama, a otporan je na koroziju, lužine i kiseline. Kristalni čisti cirkonijev oksid bijele je boje te 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. Cirkonij-oksidna keramika dobiva se iz sintetičkoga praha koji je kemijskim postupcima proizveden iz cirkonijevog silikata ($ZrSiO_4$). Cirkonijev dioksid (ZrO_2) polimorfni je materijal u obliku bijelog praha koji se javlja u tri alotropske modifikacije: monoklinska faza stabilna je do temperature od 1170 °C pri kojoj prelazi u tetragonsku fazu koja je stabilna do temperature od 2370 °C te zatim prelazi u kubičnu fazu koja postoji do točke taljenja na 2680 °C (14). Zbog promjene temperature, isparavanja, neodgovarajuće obrade, nekvalitetnoga sinteriranja ili uslijed nepravilnih postupaka završne obrade moguća je povratna transformacija. Za njegovu stabilizaciju dodaje mu se nekoliko različitih oksida koji djelomično ili potpuno sprječavaju navedenu transformaciju. Na takav način nastaje djelomično stabilizirani cirkonijev dioksid – PSZ (eng. partially stabilized zirconium dioxide), tetragonski cirkonijevi polikristali – TZP (eng. tetragonal zirconium polycrystal) ili ojačani cirkonij koji je izrazito čvrst i otporan na lom nastaju dodatnom stabilizacijom. Dolazi do izrazitog očvršćenja i promjene volumena materijala od 3 – 4 % zbog transformacije. Ovaj se fenomen naziva transformacijsko očvršćenje. U

današnje vrijeme itrijem stabilizirani cirkonijev oksid (Y- TZP - eng. yttrium stabilized zirconium dioxide) najčešće je korišten materijal u dentalnoj protetici. Stabiliziran je s 3 % itrijevim oksidom (Y_2O_3) te posjeduje izvrsna mehanička svojstva (čvrstoću, lomnu žilavost i tvrdoću) (14).

3.1. Optička svojstva dentalnih keramika

Ključni čimbenici koji određuju estetsku vrijednost materijala koji se upotrebljava za rekonstrukciju zubi jesu podudarnost boje i stupnja translucencije s prirodnim zubima. Translucencija ili stupanj prozirnosti dentalnih materijala definirana je razlikom u boji materijala u odnosu na bijelu ili crnu pozadinu, mjereno spektrofotometrom (translucencijski parametar). Ovisi o kemijskom sastavu i strukturnim razlikama materijala. Visokom translucencijom postiže se prirodnost materijala i zadovoljavajuća estetika. Translucencija dentalne keramike znatno ovisi o raspršivanju svjetlosti. Ako se veća količina svjetlosti koja prolazi kroz keramiku rasprši, a manja difuzno reflektira, nadomjestak će biti mutan. Ako se manja količina svjetla rasprši, a veći dio difuzno reflektira, nadomjestak će biti transparentan (15). Keramički materijal koji se sastoji od mnogo malih čestica manje je mutan zbog većeg raspršivanja svjetlosti na većem broju čestica. Za maksimalnu raspršenost, potrebno je da su raspršene čestice veće i s različitim indeksom refrakcije u odnosu na jezgri materijal. Cirkonij-oksidna keramika pokazuje maksimalan efekt mutnoće.

Smatra se da su keramički materijali optički najbliži prirodnim zubima. Keramički materijal sastoji od dvije komponente, a to su kristali i staklena matrica, pa dolazi do interakcije između keramičkog materijala i upadne svjetlosti, slično kao što dolazi do interakcije svjetlosti s caklinom ili dentinom (16). Do refleksije i refrakcije svjetlosti dolazi kada zrake svjetlosti dođu na granicu dviju tvari različite optičke gustoće. Pritom se dio svjetlosti reflektira, a dio lomi.

Opalescencija jest optičko svojstvo cakline koja se odnosi na mogućnost provođenja određenih valnih duljina prirodnog svjetla (crveno-narančasti tonovi) te reflektiranja ostalih (plavo-ljubičastih tonova).

Fluorescencija je pojava koja manifestira bjelinu i sjaj zuba, a nastaje pretvaranjem nevidljivih ultraljubičastih zraka u vidljive zrake određene valne duljine. Boje koje ljudsko oko vidi i razlikuje sadržane su u spektru boja valnih duljina od 400 do 769 nm.

3.2. Mehanička svojstva dentalnih keramika

Mehanička svojstva dentalnih keramika su:

1. Čvrstoća je napon na granici elastičnosti, tj. najveći napon koji materijal može izdržati prije početka plastične deformacije.
2. Elastičnost je određena modulom elastičnosti materijala koji se definira odnosom napona i deformacije, a mjeri se u paskalima.
3. Plastičnost određena je trajnom deformacijom materijala.
4. Tvrdoća jest svojstvo otpora prodiranju drugoga tvrđega tijela kroz njegovu površinu.
5. Trošenje jest gubitak materijala s površine tijela zbog dinamičnoga dodira s drugim tijelom. Pojave koje dovode do trošenja mogu biti kemijske prirode (korozija) i mehaničke prirode (17).

Keramički materijali imaju kombinaciju sljedećih svojstava: visoku temperaturu taljenja, veliku mehaničku tvrdoću i čvrstoću, veliku otpornost na koroziju, malu gustoću, specifične optičke i elektromagnetske karakteristike, imaju vrlo malu savojnu čvrstoću, izuzetno su krhki, neelastični te nisu otporni na progresivan rast mikropukotina (9).

Dentalna keramika kemijski je skoro inertan i izuzetno biokompatibilan materijal. Zbog poboljšanja mehaničkih svojstava keramičkih materijala, provode se postupci ojačavanja dodavanjem kristalne faze, obogaćivanjem kemijskim spojevima raznih svojstava i kaljenjem (18).

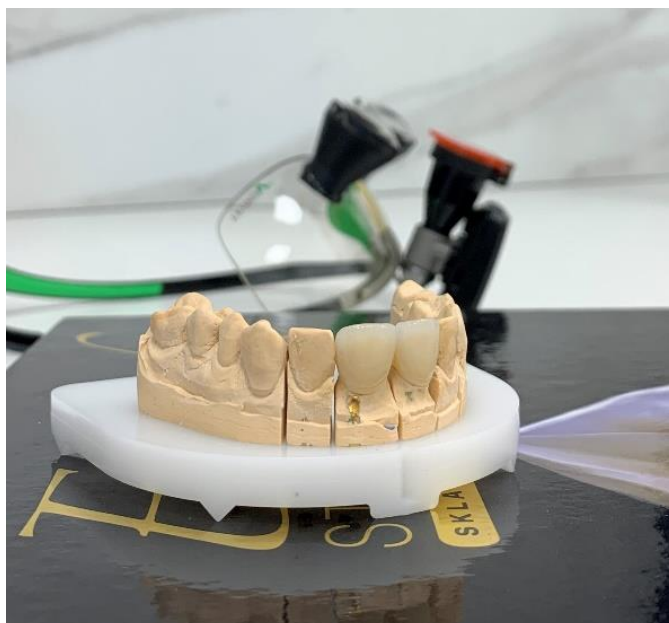
3.3. Oponašanje prirodnih zubi keramičkim materijalima

Kada je riječ o sanaciji prednjeg segmenta zubnog niza, estetika je postala primarni kriterij uspješnosti fiksno protetske terapije. Svrha estetske stomatologije jest izrada nadomjestka koji se bojom ne razlikuje od prirodnih zubi. Prema tome, optička svojstva suvremenih gradivih materijala iznimno su važna. Prirodni zubi nisu jednolike građe – od cervikalnog prema incizalnom dijelu obilježavaju ih različite boje i stupnjevi translucencije. Translucencija jest relativna količina propuštanja svjetlosti kroz neki objekt. Translucencija gradivnog materijala daje nadomjestku prirodnost i vitalnost. Dakle, za optimalne estetske rezultate važno je da keramički materijal imitira ne samo boju, nego i translucenciju prirodnog zuba (9).

Potpuno keramički nadomjestci uz tkivnu podnošljivost imaju boju sličnu zubima i optička svojstva koja ih čine idealnim za izradu visoko estetskih nadomjestaka u području prednjih i stražnjih zubi.

Upadna svjetlost na prirodnom zubu se raspršuje i na takav način dolazi na granicu korijenskog dentina s krunom zuba te prosvjetljuje gingivu iz unutrašnjosti.

Potpuno keramičke krunice, posebno staklokeramičke najčešće se izrađuju u području prednjih zubi, a rjeđe na stražnjima (19). (Slika 2). Staklokeramike u najvećoj mjeri oponašaju optička svojstva zubi, dok veću čvrstoću osiguravaju aluminijske ili cirkonijske keramike pa će to usmjeriti u odabiru gradivnog materijala za sanaciju različitih dijelova zubnoga niza. Hammad smatra da je uzrok nastanka pogreška u terapiji keramičkim nadomjescima u nepažljivom odabiru materijala za određeni klinički slučajevi i nepravilnoj manipulaciji tijekom izrade keramičkih krunica (20).



Slika 2. Potpuno keramičke krunice

4. MONOLITNI POTPUNO KERAMIČKI NADOMJESCI

Nakon uviđanja da je uporaba slojevanih metal-keramičkih i potpuno keramičkih sustava povezana s određenim komplikacijama, stvorila se potreba za pronalaskom rješenja koje bi ujedno zadovoljilo visoke estetske zahtjeve pacijenata, ali i omogućilo odgovarajuću funkciju zahvaljujući istim mehaničkim svojstvima gradivnog materijala. Tako su se razvili monolitni potpuno keramički nadomjesci, nadomjesci izrađeni u jednom komadu iz jedne vrste keramike. Time se izbjegava jedna od najčešćih komplikacija slojevanih sustava, a to je raslojavanje, odnosno lom obložne keramike, zadržavajući estetske prednosti u odnosu na metal-keramičke sustave. Najčešće primjenjivane keramike u monolitnom obliku jesu litij-disilikatna i cirkonij-oksidna keramika.

4.1. Staklokeramički monolitni nadomjesci

Za izradu monolitnih nadomjestaka najčešće se upotrebljavaju leucitna i litij-disilikatna staklokeramika.

4.1.1. Nadomjesci od leucitne staklokeramike

Leucitna staklokeramika može se obrađivati klasičnim laboratorijskim postupkom (IPS Empress Esthetic) ili strojno (IPS Empress CAD).

Staklokeramika za laboratorijski tijek dijeli se na ljevljivu kod koje se primjenjuje tehnika izgaranja voska i centrifugalno lijevanje nadomjestaka i tlačenu koja primjenjuje toplo-tlačni postupak (IPS Empress Esthetic).

Ljevljiva staklokeramika je neporozna, homogena, s kontroliranim rastom kristala unutar amorfne staklene matrice. Kristali rastu i svojim rastom određuju karakteristike materijala. Dicor keramika ima veliku tlačnu čvrstoću, a gustoću i tvrdoću sličnu prirodnoj caklini. Biokompatibilnost je istražena i nema toksičnoga djelovanja. Možda je najvažnije svojstvo te vrste keramike što se njome postiže prirodan izgled krunice te je zato dobar izbor za prednje zube.

Translucencija je vrlo slična caklini zuba. Kristali tinjca djeluju na difrakciju te nastaje “kameleonski učinak”, zbog apsorpcije boje svoje okoline.

Keramiziranjem staklo gubi transparentiju, ali je još transludentno, a čvrstoća je približno jednaka čvrstoći aluminij-oksidne keramike.

Karakterizacija se postiže bojenjem krunice. Često je potrebno nekoliko premaza da bi se postigla željena boja. Na kraju se krunica glazira.

Dicor krunice imaju izvrsna estetska svojstva, što ih čini pogodnima kod mladih osoba s translucenim zubima. S druge strane, zubi starijih osoba, zubi s unutarnjim oštećenjima ili izrazitom demineralizacijom teže se oponašaju tom keramikom. Zbog opasnosti od loma vrlo su važni okluzijski odnosi (21).

Tlačena staklokeramika nastaje postupkom toplog tlačenja staklokeramike. Tvrtka Ivoclar Vivadent razvila ju je do razine kliničke uporabe. Prvi ju je opisao Wohlwend.

Sustav IPS Empress razvijen je na Sveučilištu u Zürichu, Švicarska, 1983. godine. Ivoclar Vivadent preuzeo je razvojni projekt 1986. godine i predstavio ga stomatološkoj zajednici 1991. godine. Materijal koji se upotrebljava u sustavu IPS Empress[®] je staklokeramika ojačana leucitima, a namjenjana je prvenstveno za jednočlane nadomjeske. Prema proizvođaču, prikladna je za izradu ljuskica, inleja, onleja, djelomičnih krunica, prednjih i stražnjih krunica.

Empress[®] sadrži kristale leucita koji se dobivaju kontroliranom kristalizacijom u posebnoj čaši koja sadrži agense za nukleaciju. Nadomjesci se izrađuju tehnikom izgaranja voska i vrućim prešanjem. Glavna prednost sustava IPS Empress[®] je u tome što postupkom toplog tlačenja kristali leucita ugrađeni u materijal stvaraju barijere koje sprečavaju nakupljanje vlačnih naprezanja koja predisponiraju stvaranje mikropukotina. Dakle, dodani kristali leucita poboljšavaju savojnu čvrstoću i otpornost na lomove. Kristali djeluju kao "zapreke na putu" u sprečavanju širenja pukotina. Savojna čvrstoća ovog materijala je 160 – 180 MPa (10).

Osnovni sastojak IPS Empress sustava je glinični porculan, koji se sastoji od 63 % silicijeva dioksida i 19 % aluminijske oksida, u koji se dodaju kristali leucita. Materijal je dostupan u obliku staklokeramičkih valjčića. Tijekom izrade nadomjestaka od IPS Empress sustava izrađuje se kalup za navoštavanje prema tehnici izgaranja voska. Staklokeramički valjčići stavljaju se u odgovarajuću peć i utisnu klipom u prethodno zagrijani prigušivač. Za postizanje faze plastičnosti keramičkog materijala potrebna je temperatura od 1200 °C kako bi se osiguralo pravilno tlačenje i prilagodba (18).

IPS Esthetic su leucitni staklokeramički valjčići za tehnologiju toplog tlačenja. Osim po svojoj izvrsnoj savojnoj čvrstoći, leucitni staklokeramički valjčići izdvajaju se i izuzetnom estetikom. Homogeni materijal prirodno raspršuje svjetlost te time osigurava uravnotežen kameleonski efekt. (Slika 3.)



Slika 3. Krunice su izrađene od su leucitnih staklokeramičkih valjčića (IPS Esthetic). Preuzeto s dopuštenjem autora: Anastasia Golovenko, dr. dent. med.

IPS Empress Esthetic valjčići dostupni su u 7 stupnjeva translucencije koja su podijeljena na 12 valjčića. Obojeni TC valjčići dostupni su u 6 boja.

Zbog svoje translucencije, E T valjčići upotrebljavaju se za izradu manjih nadomjestaka, kao što su inleji i onleji. Ti valjčići mogu se upotrijebiti i kod pacijenata s jako translucentnim preostalim zubima.

E O valjčići s povećanim opacitetom izuzetno su pogodni izradu krunica i ljuskica kod pacijenata sa zubima srednjeg do visokog opaciteta, i kako bi se nadomjestci uklopili s izbijeljenom ostatnom denticijom. Savojna čvrstoća im je 160 MPa. Indicirani su za pojedinačne nadomjeske (ljuskice, inleji, onleji, djelomične krunice, prednje i stražnje krunice).

Od 1989. godine u dentalnu medicinu uvedena je računalno potpomognuta ili strojna izrada nadomjestaka (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM). CAD/CAM tehnologija ima brojne prednosti:

- može se izbjeći klasično uzimanje otiska što je ugodnije za pacijenta (mogućnost ponavljanja više puta)
- velika brzina izrade (izrada više radova u jednom posjetu)
- pogreške su svedene na minimum
- ušteda vremena i nema troškova laboratorija
- kvaliteta izrađenog nadomjeska jednaka je ili bolja.

Nedostaci CAD/CAM sustava su u visokim troškovima nabave opreme i u ovladavanju tehnikom rada.

CAD/CAM sustav sastoji se od: skenera, integrirane jedinice za glodanje, peći za sinteriranje i računala s odgovarajućim programom.

Nakon brušenja zubi može se uzeti konvencionalni otisak na temelju kojeg se izlije model u tvrdoj sadri koji se zatim skenira u laboratorijskom skeneru. Danas novi sustavi omogućuju skeniranje bataljka u ustima. Skeniranje se izvodi 3D kamerom i računalom koje obrađuje podatke te ih šalje u CAD/CAM jedinicu za glodanje.

Rezultati skeniranja zatim odlaze u računalo koje ih obradi i gdje se dizajnira nadomjestak te se podaci šalju u glodalicu koja od keramičkoga bloka izrađuje keramički nadomjestak. Prednost u odnosu na dentalne keramike koje se priređuju u laboratoriju su što gotovi keramički blokovi za sustav CAD/CAM imaju ujednačena i standardizirana svojstva. Odnosno, prilagođeni su strojnoj obradi i nisu podložni dimenzijskim promjenama tijekom laboratorijske izrade. Dimenzije blokova ovise o veličini i obliku nadomjeska koji se glođe. Danas strojna obrada keramike sve više istiskuje manualnu.

IPS Empress CAD je leucitima ojačani staklokeramički blok za CAD/CAM tehnologiju. Zbog svoje homogenosti i mogućnosti prolaza svjetlosti, IPS Empress CAD ima kameleonski efekt. Keramički blokovi imaju savojnu čvrstoću od 160 MPa. Nadomjesci od keramike IPS Empress CAD imaju potpuno prirodnu translucenciju i izvrsna estetska svojstva.

IPS Empress CAD blokovi dostupni su u različitim stupnjevima translucencije i kao polikromatski Multi blokovi. Dolaze u A-D bojama, Chromascop i Bleach bojama. Prikladni su za izradu visoko estetskih pojedinačnih nadomjestaka, kao što su ljuske, inleji, onleji, prednje i stražnje krunice. IPS Empress CAD HT blokovi s visokom translucencijom uglavnom se upotrebljavaju za izradu manjih restauracija (npr. inleja). Zahvaljujući njihovoj kromi i vrijednostima svjetline, blokovi s manjom translucencijom (LT) idealni su za izradu većih restauracija (npr. djelomičnih krunica, krunica).

Polikromatski IPS Empress CAD Multi blokovi su najistaknutiji proizvod iz palete IPS Empress CAD. Zbog svoje potpuno prirodne boje i fluorescencije te postupnog prijelaza između dentinskog i incizalnog područja, oni restauracijama daju maksimalnu estetiku i potpuno prirodan izgled i bez dodatne karakterizacije.

Mogućnosti postizanja konačnog oblika i boje staklokeramičkih nadomjestaka su tehnika

slojevanja ili tehnika bojenja. Kod tehnike slojevanja modelira se jezgra reduciranog anatomskeg oblika kako bi se ostavilo dovoljno prostora za individualno slojevanje obložnim keramikama. Na osnovu se slojevito nanosi keramika koja oponaša dentin, caklinu i prema potrebi služi za postizanje posebnih učinaka. Navedenom tehnikom osiguravaju se najpovoljnija estetska svojstva jer se nadomjestak izrađuje sloj po sloj, analogno slojevitoj građi prirodnog zuba. Na taj se način postiže dojam „dubine“.

Monolitne krunice koje su u potpunosti građene od jednog sloja keramike karakteriziraju se i individualiziraju tehnikom bojenja. Monolitne krunice odlikuju se boljim mehaničkim svojstvima jer ne postoji mogućnost odlamanja obložne keramike, ali im je estetska vrijednost često upitna jer jedan materijal sam po sebi ne može objediniti potrebne varijacije translucencije svojstvene prirodnom zubu. Korištenje površinskih pigmenata u svrhu korekcije boje može dodatno pojačati opacitet. Stoga nadomjesci izrađeni tehnikom bojenja mogu izgledati neprirodno. Višebojnim blokovima pokušava se izbjeći monotoni dojam koji je često svojstven monolitnim nadomjescima. Oni obično ne zahtijevaju dodatnu karakterizaciju, nego se mogu samo završno glazirati i polirati (22).

4.1.2. Nadomjesci od litij-disilikatne keramike

Prva i najpoznatija $Li_2Si_2O_5$ keramika je IPS e.max (Ivoclar Vivadent). IPS e.max sastoji se od kvarca, litijeva oksida, fosforova oksida, aluminijska, kalijeva oksida i drugih komponenti koje čine dominantnu kristalnu fazu na čijoj se periferiji nalaze kristali litijeva ortofosfata ($Li_2Si_2O_5$). Ova jedinstvena kristalna struktura omogućuje kontrolu oblika, veličine i gustoće te osigurava čvrstoću i trajnost nadomjeska. Litij-disilikatna staklokeramika pogodna je za izradu prednjih ili bočnih krunica, inleja, onleja, prednjih tročlanih mostova do drugog prekutnjaka te restauracija na implantatima. Zbog svoje visoke čvrstoće, dimenzijske stabilnosti te izuzetnih estetskih svojstava e.max staklokeramika pogodna je i za izradu minimalno invazivnih nadomjestaka debljine do 0,3 mm, što omogućuje njezinu primjenu u izradi ljuski nakon minimalnih preparacija ili bez preparacije zubi.

U izradi monolitnih litij-disilikatnih staklokeramičkih nadomjestaka razlikuju se toplo-tlačna i CAD/CAM tehnologija.

Kod toplo-tlačne tehnologije nadomjestak se modelira u vosku, stavlja u kivetu, ulijeva se uložni materijal i zagrijava u peći kako bi vosak izgorio. Stvara se prostor, odnosno kalup za izradu

keramičkog objekta. Tvornički izrađeni keramički valjčić odabrane boje zagrijava se na temperaturu od oko 1000°C (ovisno o materijalu) te prelazi u plastično stanje. Stavlja se u kivetu i tlačnim postupkom utiskuje u kalup koji je zaostao nakon izgaranja voska (23). Primjer litij-disilikatne keramike za toplo-tlačnu obradu je IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent).

IPS e.max Press je litij disilikatna staklokeramika savojne čvrstoće od 400 MPa. Valjčići dolaze u širokom rasponu boja i stupnjeva translucencije. Imaju široki spektar indikacija i omogućuje minimalno invazivne nadomjeske.

HT valjčići dostupni su u 16 A–D i 4 Bleach BL boje. S obzirom na visok stupanj translucencije – slično prirodnoj caklini – ovi valjčići pogodni su za izradu malih nadomjestaka (npr. inleja). Prirodan "kameleon efekt" omogućuje ovim nadomjescima da se neprimjetno prilagode prirodnoj strukturi zuba. Nadomjesci se učinkovito prilagođavaju tehnikom bojenja.

MT valjčići dostupni su u bojama: A1, A2, A3, B1, BL2, BL3 i BL4. Ovi srednje-transluentni valjčići upotrebljavaju se u slučajevima gdje su potrebni svjetliji materijali od HT i prozirniji materijali od LT. Nadomjesci izrađeni od MT valjčića idealni su za bojenje i za "cut-back" tehniku (tj. dodavanje keramike na dijelovima nadomjeska radi poboljšanja estetskih svojstava, posebnih efekata i translucencije).

LT valjčići dostupni su u 16 A-D i 4 Bleach BL boje. Njihov niski stupanj translucencije – sličan onome prirodnog dentina – čini ove valjčiće pogodnima za izradu primjerice stražnjih krunica. Materijal ima prirodnu svjetlinu i zasićenost, što sprječava sivilo nadomjestka. Estetski izgled nadomjeska može se poboljšati *cut-back* tehnikom.

MO valjčići su dostupni u pet skupina boja (MO 0, MO 1, 2 MO, MO 3, MO 4). S obzirom na njihovu neprozirnost, ti valjčići namijenjeni su izradi konstrukcija koje se stavljaju na vitalne ili blago diskolorirane zube. Oni čine izvrsnu podlogu za nadomjeske prirodnog izgleda koji su dovršavaju tehnikom slojevanja pa nisu dobro rješenje za monolitne nadomjeske.

HO valjčići isporučuju se u tri skupine boja (HO 0, 1 HO, HO 2). Zbog svoje neprozirnosti, ti valjčići se upotrebljavaju za izradu konstrukcija na jače diskoloriranim zubima i na titanijskim implantatnim nadogradnjama. Oni uspješno prekrivaju tamne podloge čime se postižu visoko estetski rezultati. Anatomske oblike nadomjeska postiže se obložnom keramikom te također nisu pogodni za monolitnu tehniku.

Impulse valjčići su dostupni u dvije različite razine svijetline (Opal 1, opal 2). Nadomjesci izrađeni od tih valjčića imaju izuzetna svojstva opalescencije. Prema tome, ovaj materijal je idealan za izradu (tankih) ljuskica za svijetle zube kojima je potreban opalescentan učinak.

Inovativni IPS e.max Press Multi valjčići dostupni su u odabranim Bleach BL i A–D bojama. Materijal se odlikuje prirodnim prijelazom boje od dentina prema incizalnom području i stoga monolitnim nadomjescima daje prirodan, estetski izgled. Ovim valjčićima se brzo i učinkovito izrađuju ljuskice i prednje, stražnje i jednodijelne abutment-krunice na implantatima. U idealnim slučajevima, nadomjeske izrađene od višebojnih blokova samo treba glazirati.

Ako se litij-disilikatna keramika obrađuje CAD/CAM tehnologijom, koriste se originalni tvornički izrađeni keramički blokovi. Blok se glode u posebnim glodalicama koje su sastavni dio CAD/CAM sustava. Proces obično traje manje od dva sata, ovisno o uređaju. Najpoznatiji predstavnik materijala ove tehnike je IPS e.max CAD.

IPS e.max CAD jest inovativna litij-disilikatna staklokeramika za CAD/CAM obradu. Ovaj jedinstveni sustav kombinira visoku estetiku s iznimnom jednostavnošću primjene. Za razliku od drugih materijala namijenjenih CAD/CAM tehnici izrade, IPS e.max CAD pokriva širok spektar indikacija. Različiti stupnjevi translucencije, raspoloživost u različitim bojama i veličinama blokova korisniku omogućuju fleksibilnost.

IPS e.max CAD Monolithic Solutions omogućuju izradu monolitnih nadomjestaka velike čvrstoće koji se odlikuju strukturnom trajnošću te su se dokazali u praksi. Ovaj materijal može se upotrijebiti za izradu širokog spektra nadomjestaka – od tankih ljuskica do tročlanih mostova. Postoje četiri različita stupnja translucencije zastupljenih u svim A-D bojama te posebne Bleach i Impulse boje za ispunjavanje visokih estetskih standarda. Individualna obilježja mogu se postići tehnikom bojenja ili *cut-back* tehnikom.

Najvažnija obilježja staklokeramike IPS e.max CAD Monolithic Solutions su visoka savojna čvrstoća koja doseže i 500 MPa, izvrsna estetska svojstva uz mogućnost individualne prilagodbe, širok spektar indikacija, brza i jednostavna izrada, mogućnost različitih klinički dokazanih tehnika cementiranja (24).

IPS e.max CAD MT blokovi prikladni su za CAD/CAM tehnologiju. Izrađeni su od dokazane i testirane litij-disilikatne staklokeramike koja ima savojnu čvrstoću od 530 MPa. Blokovi srednje translucencije (MT) smješteni su između LT i HT blokova. MT blokovi namijenjeni su izradi nadomjestaka koji zahtijevaju višu razinu translucencije od LT blokova i višu razinu opaciteta od

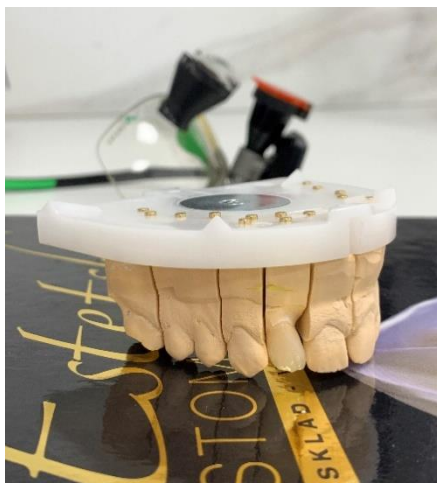
HT blokova. Nadalje, MT blokovi su idealno pogodni za izradu nadomjestaka tehnikom bojenja i *cut-back* tehnikom. Zbog svoje srednje translucencije, MT blokovi preporučuju se za izradu tankih ljuskica, ljuskica, djelomičnih krunica i krunica. Prednosti su što imitiraju manje prozirne dijelove zuba i optimalno se integriraju u prirodni zubni niz.

Iako su po svojem sastavu e.max Press i e.max CAD jednake, postoji razlika u njihovoj čvrstoći koja proizlazi iz dužine samih kristala. Dok tlačena litijeva disilikatna staklokeramika posjeduje visoku čvrstoću od 400 MPa, litij-disilikatna keramika predviđena za glodanje ima čvrstoću i do 530 MPa.

Stalnim usavršavanjem keramičkih materijala pokušavaju se dodatno unaprijediti njihova mehanička svojstva poput savojne čvrstoće, modula elastičnosti, tvrdoće i otpornosti na lom. IPS e.max Press i IPS e.max CAD kao najpoznatiji predstavnici litij-disilikatne keramike dosežu vrijednosti savojne čvrstoće i do 530 MPa što ih čini primjenjivima materijalima i u područjima jačih žvačnih sila. Modul elastičnosti litij-disilikatne keramike iznosi oko 95 GPa što je slično modulu elastičnosti cakline (90 GPa). Otpornost na lom, koji iznosi oko 1,5 MPa/m² veća je u odnosu na caklinu (1,0 MPa/m²) (25). Kod litij-disilikatnih keramika ojačanima inkluzijama cirkonijeva oksida ove vrijednosti još su veće, a smatra se da ojačavaju strukturu keramike sprečavanjem napredovanja pukotine (26).

Trenutačno je litij-disilikatna keramika materijal izbora za nadomjestke u estetskoj zoni jer s jedne strane ima bolja mehanička svojstva od drugih visoko estetskih keramika, a s druge ima bolja estetska svojstva i od najtranslucentnije cirkonij-oksidne keramike. Ova keramika dolazi u različitim stupnjevima translucencije pa se keramički blok odabire ovisno o boji bataljka i planiranom nadomjesku. Manje prozirna keramika preporučuje se za jače diskolorirane zube.

Monolitne litij-disilikatne krunice dovršavaju se tehnikom bojenja, tj. nanošenjem površinskih pigmenata čime se postiže gradacija boje i unose posebni efekti (Slika 4.)



Slika 4. Krunica od litij-disilikatne keramike

4.2. Cirkonij-oksadni monolitni nadomjesci

Cirkonij-oksadna keramika upotrebljava se u monolitnom obliku kao materijal je kojega se izrađuju jednokomadne konstrukcije koristeći CAD/CAM tehnologiju.

Razlikuju se dvije vrste blokova cirkonij-oksadne keramike:

Potpuno sinterirana keramika. Prednost joj je da se nakon frezanja u CAM jedinici bolje prilagođava bataljku jer ne dolazi do dimenzijskih promjena. Nedostaci su teža obradivost zbog velike tvrdoće, brže trošenje svrdala CAM jedinice te što se tijekom frezanja mogu stvoriti pukotine unutar samog materijala uslijed naprezanja, odnosno povećava se mogućnost loma.

Predsinterirana keramika. Ovaj tip keramike lakše se obrađuje u CAM jedinici te se nakon završene obrade dobivena jezgra mora termički obraditi u peći za sinteriranje da dobije kompaktnost i čvrstoću. Nedostatak joj je da dolazi do dimenzijske promjene jer se keramika kontrahira i do 25 % svoga volumena. Nakon završenog frezanja/sinteriranja nadomjestak se završno obrađuje poliranjem ili glaziranjem (27).

Mehanička svojstva cirkonij-oksadne keramike značajno su bolja u odnosu na druge vrste keramika, djelomično zbog toga što se u monolitnom obliku izbjegava odvajanje obložne keramike. Stabilizator itrijev oksid predstavlja jednu od najvažnijih komponenata ovog materijala, dodatkom kojega se usporava proces starenja i unaprjeđuju se biološka i mehanička svojstva ove keramike (28). Također njegov dodatak povećava žilavost koja iznosi 9 – 10 MPa. Ta je vrijednost tri puta veća od litij-disilikatnih keramika i nešto veća čak i od metal-keramičkih konstrukcija. Youngov

modul elastičnosti cirkonijeva oksida je 210, savojna čvrstoća kreće se od 900 do 1200 MPa, a tvrdoća je 1200 HV. Mehanička svojstva mogu se promijeniti obradom površine pa se stoga preporučuje da se brušenje izvodi uz vodeno hlađenje i malu silu (29). Na otpornost na lom utječe debljina nadomjeska. U jednom istraživanju mjerila se čvrstoća 49 monolitnih cirkonij-oksidnih krunica u mandibularnoj stražnjoj regiji pacijenata s bruksizmom. Testiralo se 7 različitih okluzalnih debljina u rasponu od 0,4 mm do 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 nadomjeska ili do upotpunjenih 100 000 ciklusa. Zaključak je da kod bruksera debljina od 0,9 mm može predstavljati kritičnu točku jer je došlo do loma kod dvije od sedam krunica, dok je debljina od 1,0 mm izdržala opterećenje, a kod manje debljine, odnosno 0,8 mm i manje kod svih je došlo do loma (30). Još je jedno istraživanje proučavalo korelaciju između debljine i čvrstoće monolitnog cirkonij-oksida pa je zaključeno da je okluzalna debljina značajno utjecala na čvrstoću, dok aksijalna debljina nije imala gotovo nikakav utjecaj. Veću čvrstoću imala je okluzalna površina monolitnog cirkonijevog oksida debljine 0,5 mm nego okluzalna površina litijeva disilikata debljine 1,5 mm čime je samo potvrđena prednost ovog materijala nad staklokeramikom (31).

Nedostatak cirkonijeva oksida je njegova neprozirnost, odnosno opacitet. Najmanje prozirna cirkonij-oksidna keramika ima 42,1 % translucencije tipične za staklokeramike. Na sjaj i prozirnost cirkonijeva oksida utječe: veličina zrna (veća zrna umanjuju prozirnost cirkonijeva oksida), udio itrijeva oksida i količina nečistoće. Postoje još dva važna čimbenika koja utječu na prozirnost, a to su raspršivanje svjetlosti u materijalu i njegova debljina (27). Razlikuje se pet vrsta translucencije cirkonijeva oksida: niska, srednja, visoka, super i ultravisoka. Cirkonij-oksidna keramika s niskom i srednjom translucencijom namijenjena je kao jezgri materijal kod dvoslojnih sustava, dok se visokotransluentni, supertransluentni i ultratransluentni cirkonijev oksid koristi uglavnom za monolitne konstrukcije. Aditivi poput glinice smanjuju prozirnost jer pojačavaju raspršivanje svjetlosti na granicama između glinice i cirkonijeva oksida (32). Prema istraživanjima utvrđeno je 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 (33). Na boju cirkonij-oksidnog nadomjeska utječu proces proizvodnje, laboratorijski postupci i klinički čimbenici. Optička svojstva određena su proizvodnim procesom, a klinički čimbenici u koje spadaju prirodna boja zuba i boja cementa, mogu utjecati na završnu boju.

Razlikuju se tri tehnike bojanja cirkonijevog oksida:

1. Dodavanje pigmenata boje u cirkonij-oksidni prah
2. Uranjanje predsinteriranog cirkonijeva oksida u obojenu tekućinu
3. Oblaganje sinteriranog cirkonijeva oksida bojom.

Estetske karakteristike monolitnih nadomjestaka od cirkonij-oksidne keramike veća su translucencija, tekstura i sjaj površine. U slučaju kada treba maskirati tamnu, metalnu ili obojenu pozadinu koristeći neprozirne cemente treba povećati debljinu keramike. Ako se upotrebljavaju cementi u boji zuba eliminira se potreba za većom debljinom keramike (32). Debljina cirkonij-oksidnog nadomjestka 0,5 – 0,9 mm je zadovoljavajuća i pritom se ne narušava ni čvrstoća ni estetika materijala (33).

Jedan do najpoznatijih predstavnika cirkonij-oksidne keramike je IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent). Odlikuje ga visoka čvrstoća, minimalna debljina nadomjeska, povoljna estetika i dobra biokompatibilnost. Tanke stijenke moguće su zahvaljujući visokoj čvrstoći materijala od 850 do 1200 MPa, kao i velikoj žilavosti. Prikladan je za nadomjeske u prednjem i stražnjem segmentu zubnog niza. Nadomjesci se mogu samo glazirati, mogu se nanijeti površinski pigmenti, mogu se samo polirati ili se može nanijeti obložna keramika.

IPS e.max ZirCAD Prime (Ivoclar Vivadent) je suvremeni cirkonij-oksidni materijal koji uključuje tehnologiju gradacije (Gradient Technology). Rezultat je visoka čvrstoća od 1200 MPa uz poboljšana estetska svojstva. Tehnologija gradacije uključuje tri inovativna koraka koji omogućuju kombiniranje dviju sirovina 3Y-TZP (eng. high strength zirconium, hrv. cirkonij visoke čvrstoće) i 5Y-TZP (eng. high transparency zirconium, hrv. cirkonij visoke prozirnosti) kako bi se postigla optimalna gradacije boje i prozirnosti unutar materijala. Posljedično, nadomjesci od ovih cirkonij-oksidnih diskova imaju izvrsna estetska svojstva. Korak obrade „hladnog izostatskog prešanja“ (CIP– eng. cold isostatic pressing) poboljšava mikrostrukturu materijala i optimizira njegovu prozirnost. Nadalje, omogućuje sinteriranje materijala u kraćim intervalima.

Ovaj materijal indiciran je za monolitne krunice te tročlane/četveročlane mostove ili višečlane mostove do dva međučlana (Slike 5. i 6.).



Slika 5. Monolitna cirkonij-oksida krunica.



Slika 6. Mostovi od cirkonij-oksida. Preuzeto s dopuštenjem autora: Stanislava Senzel, dr. med. dent.

4.3. Indikacije za primjenu monolitnih keramičkih nadomjestaka

Indikacije za primjenu monolitnih keramičkih nadomjestaka svakim se danom šire zahvaljujući stalnom unapređenju mehaničkih i estetskih svojstava materijala. Za terapiju potpuno keramičkim krunicama potrebno je razmotriti nekoliko čimbenika kao što su položaj zuba u zubnom luku, okluziju pacijenta i morfologija zubi.

Za monolitne nadomjeske najčešće se upotrebljavaju dvije vrste keramike, litij-disilikatna i cirkonij-oksida.

Staklokeramički nadomjesci najčešće se izrađuju u području sjekutića, a rjeđe na stražnjim zubima jer se staklokeramika odlikuje upravo optimalnim oponašanjem optičkih svojstava zubi. Litij-

disilikatna keramika indicirana je za izradu monolitnih inleja, onleja, pojedinačnih krunica na prednjim i stražnjim zubima i mostova do tri člana na prednjim zubima (34).

Cirkonij-oksidna keramika uglavnom se zbog svojih iznimnih mehaničkih svojstava i visoke savojne čvrstoće upotrebljava u izradi pojedinačnih krunica na stražnjim zubima, višečlanih mostova u stražnjem i prednjem dijelu zubnog niza, pojedinačnih krunica u stražnjem segmentu kod pacijenata s oralnom parafunkcijom ili smanjenim okluzalnim prostorom, nadomjestaka na implantatima te semicirkularnih mostova na implantatima (35).

Poseban klinički izazov predstavljaju pacijenti s bruksizmom. Bruksizam jest nesvjesna oralna parafunkcijska aktivnost stiskanja i škripanja zubi. Protetska terapija bruksizma podrazumijeva zaštitu i nadoknadu tkiva krunica prirodnih zuba protetskim nadomjescima, ali i sprječavanje ponovnog oštećenja, bilo nadomjestaka, bilo tvrdog zubnog tkiva. Stoga se još uvijek slojevni nadomjesci i keramički nadomjesci općenito smatraju rizičnima u slučaju postojanja bruksizma. Upravo u tim slučajevima smatra se da je monolitni cirkonijev oksid odgovarajuće rješenje zbog visoke savojne čvrstoće i izbjegavanja rizika od loma obložne keramike. Nakon protetske terapije kod takvih pacijenata svakako se preporučuje izrada zaštitne udlage (36).

Treba istaknuti da unatoč zadovoljavajućoj estetici i litij-disilikatnih i translucenčnih cirkonij-oksidnih keramika, u situacijama s iznimno visokim estetskim zahtjevima prednost se ipak i dalje daje slojevanim keramičkim nadomjescima. Razlog je što je struktura zuba slojevita te ju je teško oponašati samo jednim slojem keramičkog materijala.

Translucenčni monolitni nadomjesci kontraindicirani su u slučajevima diskoloriranih zubi jer mutnije keramike izgledaju neprirodno pa se koriste dvoslojni sustavi s opalnom jezgrom i translucenčnom obloženom keramikom.

4.4. Specifičnosti brušenja zubi za monolitne keramičke nadomjeske

Kliničari moraju paziti na brojne detalje tijekom rehabilitacije pacijenata keramičkim nadomjescima kako bi im uspjeh bio osiguran. Jedan je od najvažnijih detalja je pravilna preparacija zubi jer brušenje zuba uključuje nepovratno uklanjanje tvrdih zubnih tkiva. Bitno je da kliničar dobro procjeni i osigura dovoljno mjesta kako bi dentalni tehničar imao optimalne uvjete rada i uspješno postigao anatomske konture krunice i njezin prirodan izgled i strukturnu trajnost.

Količina zubnog tkiva koju je potrebno ukloniti ovisi o vrsti materijala iz kojeg je izrađen nadomjestak. Preparacija zuba za dvoslojne potpuno keramičke krunice zahtjeva okluzalnu redukciju od 1,5 do 2 mm. Ovisno o vrsti keramike, aksijalna redukcija trebala bi biti približno 1 do 1,5 mm za silikatne keramike i 0,8 do 1,2 mm za oksidne keramike (37). Preporučena minimalna širina stepenice za silikatne keramike je 0,8 mm, dok je za oksidne keramike 0,5 mm (38).

Prednost monolitnih nadomjestaka u odnosu na dvoslojne je u pošteditosti za tvrdo zubno tkivo, tj. potrebno je manje prostora za keramički materijal jer je prisutan samo jedan sloj čvrstog materijala, dok je u slojevanim sustavima za svaki od slojeva potrebno osigurati dovoljnu debljinu keramike da bi se mogla oduprijeti žvačnim silama. Prema preporukama proizvođača za količinu brušenja pri izradi monolitnih cirkonij-oksidnih nadomjestaka okluzalno je dovoljno osigurati 1 – 1,5 mm prostora, aksijalno 0,5 – 0,8 mm, a širina stepenice bi trebala biti između 0,3 mm i 0,5 mm (39). (Slika 8.) Za monolitni litij-disilikatni nadomjestak u prednjem segmentu potrebno je ukloniti 2 mm incizalno, 1 mm aksijalno i 0,8 – 1 mm na stepenici (39). Budući da se za monolitne keramičke sustave, posebno one koje se obrađuju CAD-CAM-om, najčešće upotrebljavaju keramike visokih vrijednosti savojne čvrstoće (preko 350 MPa), stepenica je zaobljena. Ona osigurava strukturnu trajnost nadomjeska, a ne zahtijeva nepotrebno uklanjanje tvrdog zubnog tkiva. Okluzalni kut konvergencije trebao bi biti između 4° i 6°, te je potrebno zaobliti sve kutove i prijelaze (40) (Slika 7.).



Slika 7. Model izbrušenih zubi za monolitne litij-disilikatne nadomjeste . Preuzeto s dopuštenjem autora: Aleksej Rudnev, dent. teh.



Slika 8. Brušenje zuba za monolitni cirkonij-oksidi most.

4.5. Cementiranje monolitnih nadomjestaka

Cementiranje nadomjestaka od estetskih materijala odlučujući je korak za postizanje skladne konačne boje potpuno keramičkih nadomjestaka. Ovisno o indikaciji, monolitni keramički nadomjestci mogu se cementirati adhezijski, samoadhezijski ili konvencionalno.

Kod konvencionalnog cementiranja veza se ostvaruje gotovo isključivo mehaničkim trenjem između cementa i nadomjeska, kao i između cementa i prepariranog zuba. Za postizanje potrebne mehaničke retencije potrebno je osigurati retentivnu preparaciju s kutom od oko 4 – 6 °.

Kod adhezijskog cementiranja veza se ostvaruje kemijskim i/ili mikromehaničkim povezivanjem cementa i nadomjeska kao i cementa i prepariranog zuba. S obzirom na kemijsku i/ili mikromehaničku vezu nije potreban retencijski oblik preparacije.

Ovisno o cementu, preparirani zub je potrebno tretirati posebnim adhezijskim premazima koji promoviraju mikromehaničku vezu s dentinom i/ili caklinom. Adhezijsko cementiranje rezultira poboljšanom (sveukupnom) čvrstoćom cementiranog potpuno keramičkog nadomjeska.

Samoadhezijske cimente karakterizira samoadhezija na zub, zbog čega nije potrebna dodatna posebna priprema površine zuba adhezivima. Stoga se adhezija nadomjeska djelomično postiže mikromehaničkom, odnosno kemijskom vezom. Kako bi se postigla dostatna vrijednost vezne čvrstoće, poželjan je retencijski oblik preparacije.

Konvencionalni postupak cementiranja predstavljen je zajedno s cinkoksifosfatnom cementom koji se primjenjuje od 1879. godine u dentalnoj medicini (10). Cementi za konvencionalno cementiranje su cinkoksifosfatni, polikarboksilatni i staklenoionomerni cementi. Cinkoksifosfatni i

polikarboksilatni cementi mehanički vežu nadomjeske za tvrda zubna tkiva, dok SIC i adhezijom. Staklenoionomerni cementi stvaraju kemijsku vezu s površinom zuba i zahtijevaju pripremu površine (kondicioniranje). Cementi za konvencionalno cementiranje u pravilu ne upotrebljavaju za fiksaciju visoko estetskih nadomjestaka zbog nepovoljne boje koja može prozirati kroz translucetni nadomjestak. Za cementiranje cirkonij-oksidnih nadomjestaka mogu se upotrebljavati staklenoionomerni cementi.

Za razliku od konvencionalnog cementiranja, za adhezijsko cementiranje koriste se kompozitni cementi. Iznimno je važno apsolutno suho radno polje. Najveća prednost adhezijske tehnike cementiranja mogućnost je poštedne preparacije u skladu s oblikom i veličinom defekta (takozvana minimalno invazivna preparacija) jer osiguravanje retencije nije nužan preduvjet (41). Minimalno invazivna tehnika odlikuje se ne samo primjenom adhezijskih sustava, nego i upotrebom keramike u tankim slojevima uz zadržavanje svojstva velike čvrstoće. Sigurnost i čvrstoća veze adhezijskog sustava ovisi o dentinskom tkivu, kliničaru, materijalu i pacijentu (42). Nadomjestak se priprema za primjenu adhezivnog sustava, koji je potreban za stvaranje adhezijske veze između tvrdog zubnog tkiva i kompozitnog cementa. Kompozitni cement kemijski se veže s nadomjeskom. Adhezijsko cementiranje se upotrebljava za suvremene fiksnoprotetske radove od estetskih materijala.

Za uspješno ostvarivanje adhezije između cementa i tvrdih zubnih tkiva bataljaka potrebno ga je pripremiti. U ovu svrhu rabe se sredstva koja različito utječu na zaostatni sloj (engl. „smear layer“). Zaostatni sloj pojavljuje se kao posljedica mehaničko-toplinske obrade zuba koji se sastoji od 1 – 2 mikrometra debelih nakupina čestica anorganskog tkiva, organskih sastojaka, sline i vode. Zaostatni sloj potrebno je ukloniti ili modificiranog uklopiti u budući hibridni sloj a to se radi primjenom različitih adhezijskih postupaka (42). Priprema zuba za adhezijsko cementiranje uključuje izolaciju radnog polja, čišćenje bataljka, jetkanje i nanošenje adhezijskog sustava. Osnovni uvjet za adhezijsko cementiranje je suho radno polje koje se ostvaruje koferdamom ili svicima staničevine uz korištenje sisaljke. U gingivni sulkus potrebno je staviti konac koji će spriječiti prolazak cementa u područje sulkusa i zaustaviti dotok tekućine iz gingivnog sulkusa. Prije jetkanja važno je mehanički ili kemijski očistiti bataljak, što poboljšava djelovanje jetkajućeg sredstva. Za kemijsko čišćenje upotrebljava se natrijev hipoklorit, vodikov peroksid i alkohol. Upotreba vodikova peroksida ili natrijeva hipoklorita smanjuje veznu čvrstoću, dok se alkohol rabi s oprezom kod vitalnih zubi zbog moguće reakcije preosjetljivosti. Predlaže su upotrijebiti alkohol (ako je zub avitalan) ili klorheksidinske preparate kod vitalnih zubi (42). Posljednja faza u pripremi

bataljka prije nanošenja adhezijskog sustava je jetkanje dentina i cakline. Ako se radi s jetkajućem ispirućim sustavima (engl. „Etch & Rinse“) onda je jetkanje zaseban korak ili je ovaj postupak uklopljen zajedno s nanošenjem samojetkajućeg adhezijskog sustava (engl. „Self Etch“). Svrha jetkanja jest kemijsko čišćenje koje pridonosi adheziji te stvaranje mikropora za mehaničku retenciju (42).

Adhezijski sustavi daju mogućnost povezivanja hidrofobnih kompozitnih smola s hidrofilnim površinama zubnog tkiva. Kompoziti ne mogu se vezati za caklinu i dentin, zato im je potreban posrednik veze. Svaki adhezijski sustav sadrži tri komponente: jetkajuća otopina, *primer* te adheziv ili *bond*. Jetkajuće sredstvo najčešće je ortofosforna kiselina. Primer je smjesa monomera u određenom otapalu koja osigurava prodor u demineralizirani dentin i kvalitetnije svezivanje adheziva na pripremljenu površinu dentina. Adhezivni sustavi nanose se na suhu površinu dentina (voda) ili na vlažnu (acetone) ovisno o vrsti otapala (voda, alkohol ili acetone). Etanol kao otapalo u sastavu primera, može se nanositi kao na vlažan tako i na suh dentin. Treća komponenta adhezivnog sustava je bond, odnosno pravi adheziv. Niskoviskozna smola infiltrira intratubularni i intertubularni dentin što omogućava mikromehaničko svezivanje za dentin i caklinu, dakle formiranje kemijske veze. Nakon pripreme površine zuba nanosi se adheziv i ispuhivanjem se stanji sloj.

Postupak adhezijskog cementiranja uključuje i pripremu fiksnoprotetskog rada. Prije cementiranja keramičke nadomjestke treba očistiti i odmastiti alkoholom. Keramike s većim udjelom stakla (staklokeramika) jetkaju se fluorovodičnom kiselinom tijekom 20 – 90 sekundi (ovisno o koncentraciji kiseline i vrsti keramike) nakon čega je kiselina se ispere. Na taj se unutrašnja površina nadomjeska otapa i ostavlja retencijske prostore i tunele između kristala. Mikroretentivna površina daje mogućnost prodiranju cementa i poboljšanje veze s nadomjeskom. Nakon ispiranja kiseline, rad se stavlja u 95-postotni alkohol ili destiliranu vodu da bi se uklonili zaostatci koji su nastali djelovanjem fluorovodične kiseline. Također, u istu svrhu može se koristiti ultrazvučna kadica tijekom 5 minuta. Nanošenjem 35% ortofosforne kiseline na staklokeramički nadomjestak u trajanju 15 sekundi uklanjaju se slobodne čestice keramike i remineralizirane soli. Nadomjestak se premazuje slojem silana da bi se pojačala kemijska veza između keramike i adhezivnog cementa. Kod keramika s manjim udjelom stakla, na primjer cirkonij-oksidge keramike, preporučuje se samo pješkariti unutrašnju površinu jer su otporne na djelovanje kiseline. Silan nema učinak. Umjesto silana mogu se koristiti posebni primeri (npr. Zirconia Primer, Ivoclar Vivadent) ili univerzalni promotori veze (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent) koji imaju mogućnost ojačati vezu s bilo kojim

restaurativnim materijalom, od metala do keramike. Na tržištu postoji jednokomponentni sustav „Monobond Etch & Prime“ (Ivoclar Vivadent). To je keramički prajmer koji daje mogućnost simultano napraviti jetkanje i silaniziranje površine staklokeramike. „Monobond Etch & Prime“ nanosi se na unutrašnjost površine nadomjestka s mikročetkicom u trajanju 20 sekundi pa se ostavlja da djeluje na površini 40 sekundi. Nakon tog vremena nadomjestak se ispiri vodom i ispuhuje u trajanju od 10 sekundi. Ovaj samojetkajući sustav omogućuje pripremu staklokeramike bez korištenja fluorovodične kiseline koja ima toksični učinak.

U pripremljen keramički nadomjestak unosi se kompozitni cement koji se spaja s pripremljenim bataljkom zuba. Preporučuje se nakon stavljanja nadomjeska s cementom na bataljak zuba, kratkotrajno osvjetljavanje kako bi se započelo vezanje i promjena konzistencije cementa jer višak cementa lakše se odstranjuje kada prelazi u plastičnu fazu. Nakon odstranjenja većeg djela cementa on se do kraja polimerizira. Treba biti na oprezu jer vrijeme stvrdnjavanja strogo je kontrolirano.

Treba imati na umu da kompozitni materijali podliježu skupljanju tijekom polimerizacije što dovodi do rubne pukotine. Također, podliježu inhibiciji polimerizacije kisikom a to bi značilo da površinski sloj koji je u kontaktu sa zrakom ostaje nepolimeriziran. Stoga, preporuka je premazati rub nadomjestka glicerinskim gelom koji će blokirati pristup kisiku dok se u potpunosti cement stvrdne.

4.6. Prednosti i nedostaci monolitnih nadomjestaka u odnosu na slojevine

Glavni nedostatak dvoslojnih keramičkih sustava koji je potaknuo intenzivniji razvoj monolitnih dentalnih keramika je raslojavanje obložne keramike od osnovne konstrukcije te lom krhke obložne staklokeramike (Slika 9.). Smatra se da su lomovi obložne keramike posljedica različitih procesa u proizvodnji slojeva keramike i razlika u koeficijentima termičke ekspanzije ta dva sloja keramike. Još jedan problem koji dovodi do loma obložne keramike je tanki sloj obložne keramike niske savojne čvrstoće. Upravo je izostanak ovih komplikacija glavna prednost monolitnih nadomjestaka.

Uz to, prednost monolitnih nadomjestaka je i u smanjenoj potrebi za uklanjanjem tvrdog zubnog tkiva s obzirom na to da je prisutan samo jedan sloj materijala, dok je za dvoslojne sustave potrebno pripremiti dovoljno prostora za oba sloja keramike da bi se mogli oduprijeti žvačnim silama.



Slika 9. Lom obložne keramike. Preuzeto s dopuštenjem autora: izv. prof. dr. sc. Slađana Milardović.

S druge strane, nedostatak monolitnih nadomjestaka je lošija estetika, posebice cirkonij-oksidge, u odnosu na dvoslojne sustave gdje je obložni sloj građen od keramike iznimnih estetskih svojstava. Konstantnim unapređenjem mehaničkih svojstava litij-disilikatne keramike i estetskih svojstava cirkonij-oksidge keramike vodi prema rješenju nedostataka monolitnih nadomjestaka i sve široj primjeni u fiksnoprotetskoj terapiji.

Primarni cilj fiksno protetskog nadomjeska je restauracija oblika, funkcije i estetike i integracija s prirodnom dencijom uz minimalno žrtvovanje tvrdog zubnog tkiva i maksimalnu trajnost.

Godinama se metal-keramika smatrala zlatnim standardom za izradu krunica i mostova. Iako se pokazala relativno izdržljivom i pouzdanom, zbog određenih problema s ovim sustavom ipak je nastavljena potraga za savršenijim materijalima. Povećani estetski zahtjevi suvremenog društva naveli su na to da se sve više izbacuju metali, pa se kod slojevanih sustava za postizanje čvrstoće umjesto metalne jezgre počela upotrebljavati jezgra od keramika visoke čvrstoće. Te jezgrene keramike uključuju aluminijski oksid, cirkonijski oksid, aluminijski oksid ojačan cirkonijem, spinel magnezijeva aluminata i litijev disilikat.

Međutim, unatoč postizanju vrhunskih estetskih rezultata potpuno keramičkim sustavima, nije uklonjen jedan od glavnih problema slojevanih sustava – lom obložne keramike. Slaba točka svih slojevanih nadomjestaka je spoj dvaju materijala. Uzroci loma i raslojavanja obložne keramike su multifaktorski problem (7). Neka istraživanja lomove pripisuju čimbenicima okoliša, posebice vlazi. Utvrđeno je da vlažno okruženje smanjuje čvrstoću metal-keramike za 20 do 30 % (43). U prisutnosti vlage, veza silicija i kisika između metala i keramike slabi i potiče lom zbog širenja vode na vrhu pukotine (44). Često su lomovi keramike povezani s pukotinama u keramici. Male ogrebotine na površini keramike mogu djelovati kao zarezi gdje koncentracija naprezanja može premašiti teoretsku čvrstoću keramike. Kako se pukotina širi kroz materijal, koncentracija naprezanja se održava na vrhu pukotine sve dok se pukotina potpuno ne proširi kroz materijal (45).

Tehničke pogreške u laboratoriju također mogu uzrokovati lomove metal-keramike. Praznine ili pore koja ostaju nakon izrade mogu biti mjesto slabosti i polazište eventualne pukotine (46). Poroznost se javlja između keramičkih čestica tijekom nanošenja keramike, a tehničar je treba svesti na minimum.

Diaz-Anold i sur. pronašli su nekoliko razloga za neuspjeh, uključujući pogrešan dizajn metalne strukture i nekompatibilne koeficijente toplinske ekspanzije između metala i keramičkog materijala (47). Drugi razlog bio je nedovoljna potpora osnovne konstrukcije za keramiku, što je dovelo do prekomjerne debljine keramike. Jake okluzalne sile ili traume također mogu uzrokovati lomove. Svojstva keramičkog materijala, uključujući mikrostrukturu, duljinu pukotine, žilavost i primijenjeni intenzitet naprezanja također doprinose lomovima (47).

Obično je katastrofalni lom rezultat inicijacije i širenja pukotine. Llobell i sur. opisali su razloge lomova keramike intraoralno: udarno opterećenje, zamor materijala, neodgovarajući dizajn i

mikrodefekti unutar materijala. Također su otkrili da repetitivne žvačne sile, uključujući parafunkcijsku okluziju, stvaraju izmjenične sile, pridonoseći zamoru metal-keramičkih nadomjestaka (48). Obično nije samo jedan čimbenik koji uzrokuje lomove slojevanih sustava, nego kumulativni učinak velikog broja razmjerno malih opterećenja (7).

Razvojem monolitnih potpuno keramičkih nadomjestaka koji su izrađeni u jednom komadu iz jedne vrste keramike izbjegava se jedna od najčešćih komplikacija slojevanih sustava, tj. lom obložne keramike, zadržavajući estetske prednosti u odnosu na metal-keramičke sustave. Ujedno se smatraju ekonomičnim rješenjem jer je izrada relativno jednostavna u usporedbi s individualizacijom koja uključuje nanošenje obložne keramike.

Najčešće primjenjivane keramike u monolitnom obliku jesu litij-disilikatna i cirkonij-oksidna keramika.

Litij-disilikatni monolitni nadomjesci imaju bolja estetska svojstva, ali materijal nije toliko čvrst. Čvrstoća im je oko 400 MPa i upotrebljavaju se najčešće na prednjim zubima do drugog pretkutnjaka, a na kutnjacima isključivo kao pojedinačni nadomjesci. Ova staklokeramika sastoji se od 70 % prizmatičnih kristala litij-disilikata (dužine od 0,5 μm do 5 μm) raspršenih u staklenoj matrici (49). Mikrostruktura litij-disilikata ima brojne male isprepletene kristale poput nasumično usmjerenih pločica. Takva veličina i orijentacija kristala uzrokuje otklon, grananje ili prigušivanje pukotina, što može objasniti povećanje savojne čvrstoće i žilavosti u usporedbi s keramikom ojačanom leucitima (50).

Litijev disilikat dolazi u dva oblika: kao homogeni keramički valjčić s različitim stupnjevima translucencije koji se obrađuje toplo-tlačnom tehnologijom i kao predkristalizirani blok koji se obrađuje CAD/CAM tehnologijom. Oba oblika mogu se izraditi u monolitnom obliku i individualizirati nanošenjem boje i glazure.

Cirkonijev oksid u dentalnu medicinu je uveden ranih 1990-ih kao jezgri materijal koji u slojevanim sustavima služi kao potpora estetskim keramičkim materijalima. Smatra se da cirkonijev oksid ima najbolja mehanička svojstva od svih keramika koje se upotrebljavaju u stomatološkoj protetici (51). Kao najčvršća od svih dentalnih keramika, cirkonijev oksid ima savojnu čvrstoću od 900 do 1200 MPa (52). To ga čini prikladnim za izradu mostova na stražnjim zubima. Klinički neuspjeh nadomjestaka s cirkonij-oksidnom osnovom uglavnom je posljedica loma obložne keramike (52). Prijavljene su stope lomova obložne keramike na cirkonij-oksidnoj osnovnoj konstrukciji između 2 i 9 % za pojedinačne krunice nakon 2 – 3 godine i 3 do 36 % za

mostove nakon 1 – 5 godina (53, 54). Razlike u koeficijentu toplinskog širenja između cirkonij-oksidge podloge i obložne keramike (55), neodgovarajući dizajn osnovne konstrukcije, ubrzano hlađenje i mala savojna čvrstoća obložne keramike u usporedbi s cirkonij-oksidge jezgrom smatraju se uzrokom kohezivnih lomova (56, 57). Osim toga, smatra se da količina okluzijskog opterećenja, veličina i položaj okluzijskih kontakata (58) i debljina keramike (59) igraju ulogu.

Odnedavno se pojavio trend izrade monolitnih cirkonij-oksidge nadomjestaka. Najveći izazov pri tome je postići optimalnu estetiku s obzirom na neprozirnost koja je bila tipična za starije generacije cirkonijeva oksidge. Za povećanje translucencije primijenjene su neke modifikacije, poput varijacije temperature sinteriranja, promijenjenog procesa obrade i dodavanja tekućina za bojenje. Tako novije generacije cirkonijeva oksidge imaju poboljšana optička svojstva i minimiziraju potrebu za površinskim bojenjem. Danas su na tržištu CAD/CAM blokovi slojevite građe (npr. CEREC® Block PC), s unutarnjim dentinskim slojem s izraženijim zasićenjem boje koji je prekriven prozirnijim slojem poput cakline. Tijekom glodanja može se prilagoditi pozicija objekta unutar bloka kako bi se postigao željeni rezultat boje dok je završno bojanje još uvijek opcija za daljnju karakterizaciju. Drugi CAM/CAM sustavi (npr. Lava™ DVS) omogućuju internu primjenu karakterizacije, čineći nadomjestak polikromatskim i prirodnijim.

Kod monolitnih cirkonij-oksidge nadomjestaka postavlja se i pitanje triboloških svojstava, tj. potencijala trošenja antagonističke denticije. Cirkonijev oksidge ima veliku tvrdoću materijala. Ovisno o tome kako je keramika obrađena – je li polirana, glazirana ili uopće nije obrađena, razlikuju se različite vrijednosti trošenja cakline zuba antagonista. Nathaniel i sur. u svom su istraživanju dokazali da polirana cirkonij-oksidge keramika najmanje troši caklinu nasuprotnih zubi jer je najmanje hrapava, a keramika koja nije završno glazirana ili polirana uzrokuje najveći gubitak nasuprotnje cakline (60). Utvrđeno je da se i sama keramika najmanje troši ako je polirana.

Klinički izbor između raspoloživih sustava ovisi o nekoliko čimbenika, a prije svega o tome radi li se o nadomjesku u prednjem ili stražnjem segmentu zubnog luka. Unatoč najsuvremenijoj tehnologiji, ne postoji idealan materijal koji bi zadovoljio sve kliničke zahtjeve i savršeno oponašao sva svojstva prirodnog zuba. Stoga se i dalje ulažu veliki naponi u razvoj novih materijala i tehnologija.

6. ZAKLJUČAK

Primarni cilj, bilo monolitnih ili slojevanih fiksnoprotetskih nadomjestaka, jest restauracija oblika, funkcije i estetike te integracija s prirodnom dencijom uz minimalno žrtvovanje tvrdog zubnog tkiva i maksimalnu trajnost. Klinički izbor između jednog ili drugog sustava ovisi o nekoliko čimbenika, a prije svega o tome je li naglasak na čvrstoći ili estetici, tj. radi li se o nadomjesku u prednjem ili stražnjem segmentu zubnog luka.

Kod slojevanih nadomjestaka, unatoč čvrstoj jezgrenoj keramici čija savojna čvrstoća može iznositi i preko 1000 MPa, krhka obložna keramika je slaba karika sustava s vrijednostima savojne čvrstoće koja se kreću tek između 90 i 140 MPa.

Iz tog razloga sve se više nameću monolitni nadomjesci sa savojnom čvrstoćom od 380 do 1000 MPa, ovisno o materijalu od kojega su izrađeni. Prednost je što je cijeli nadomjestak izrađen od jedne vrste materijala bez dodatnih, naknadno nanesenih slojeva koji bi se u funkciji mogli odlomiti. Takvi nadomjesci odlikuju se superiornim mehaničkim svojstvima pa su idealni za područja koja su izložena većem žvačnom opterećenju. To se osobito odnosi na stražnji segment zubnog luka.

Optimiziranje estetskog rezultata najveći je izazov s monolitnim nadomjescima. Međutim, napretkom tehnologije na tržištu se pojavljuju višebojni blokovi koji imaju poboljšana optička svojstva. Odgovarajuće pozicioniranje bloka tijekom glodanja omogućuje postizanje željene boje, a dodatno nanošenje pigmenata daje mogućnost daljnje prilagodbe vanjskom karakterizacijom.

U suvremenoj dentalnoj protetici monolitni keramički nadomjesci postali su adekvatna alternativa uvriježenim sustavima, a u nekim slučajevima čak su i bolje rješenje. Razvoj CAD/CAM tehnologije ubrzava i njihov napredak i integraciju u svakodnevnu praksu.

7. LITERATURA

1. Magne P, Magne M, Belser U. The esthetic width in fixed prosthodontics. *J Prosthodont.* 1999; 8:106-18.
2. Moshaverinia A. Review of the modern dental ceramic restorative materials for esthetic dentistry in the minimally invasive age. *Dent Clin North Am.* 2020;64:621-31.
3. Villalobos-Tinoco J, Fischer NG, Jurado CA, et al. Combining a single implant and a veneer restoration in the esthetic zone. *Int J Esthet Dent.* 2020;15:428-39.
4. Živko-Babić J, Mehulić K, Ivaniš T, Predanić-Gašparac H. Pregled pojedinih keramičkih sustava I. dio: Povijesni razvoj keramike. *Acta Stomatol Croat.* 1994;28:217-21.
5. Christensen GJ. PFM vs. zirconia restorations – how are they comparing clinically? *CR found.* 2008;1:1-2.
6. Fairhurst CW, Rodway JM Jr, Twigg SW, et al. In: Smothers W, ed. *Proceedings of Conference on Recent Developments in Dental Ceramics: Ceramic Engineering and Science Proceedings.* 2008;6:66-83.
7. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehab.* 2003;30:265-69.
8. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006; 22:29-36.
9. Mehulić K. *Keramički materijali u stomatološkoj protetici.* Zagreb: Školska knjiga; 2010.
10. Jerolimov V, Anić I, Šlaj M, Mehulić K i sur. *Osnove stomatoloških materijala.* Zagreb: Sveučilište u Zagrebu. Stomatološki fakultet; 2005.
11. Antonson SA, Anusavice KJ, Brantley WA, Esquivel-Upshaw JF, Gettleman L, Lemons JE, et al. *Phillips' science of dental materials.* 12. ed. Amsterdam: Elsevier; 2012.
12. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:14-21.
13. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995;8:239-46.
14. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24: 299-307.

15. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75:18-32.
16. Magne P, Magne M, Belser U. Natural and restorative oral esthetics. Part I: Rational and basic strategies for successful esthetic rehabilitations. *J Esthet Dent.* 1993;5:161-73.
17. Ivušić V. Tribologija. Zagreb: Hrvatsko društvo za materijale i tribologiju; 1998.
18. Dunn B, Levy MN, Reisbick MH. Improving the fracture resistance of dental ceramic. *J Dent Res.* 1977;56:1209-13.
19. Trifunović DM, Vujošević Lj. Stomatološka protetika fiksne nadoknade Beograd: Austro-Orion: Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet, Evropski centar za mir i razvoj; 1998.
20. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990;75:602-8.
21. Mehulić K, Živko-Babić J, Ivaniš T, Kustec-Pribilović, Predanic-Gašparac H. Staklokeramika u fiksnoj protetici - Dicor i Empress. *Acta Stomatol Croat.* 1997;31:149-55.
22. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;28:31-58.
23. Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Raigrodski AJ, Strassler HE, Mehl A. All-ceramic at a glance: introduction to indications, material selection, preparation and insertion of all ceramic restorations. 1. ed. Ettlingen: Society for Dental Ceramics; 2006.
24. <https://www.ivoclarvivadent.com.hr/hr/p/svi/ips-emax-sustav-za-dentalne-tehnicare/ips-emax-cad/ips-emax-cad-monolithic-solutions>.
25. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Law B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater.* 2015;32:442-9.
26. Elsaka S, Elnaghy A. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glassceramic. *Dent Mater.* 2016;32:908-14.
27. Ghodsi S, Jafarian Z.A. Review on Translucent Zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2018; 26:62-74.
28. Tang Z, Zhao X, Wang H, Liu B. Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine (Baltimore).* 2019;98:e17385.

29. Jakovac M, Kralj Z. Cirkonij oksidna keramika u fiksnoj protetici. *Sonda*. 2011;12:22.
30. Lan TH, Pan CY, Liu P H, Chou MMC. Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Crowns in Implant Prosthesis in Patients with Bruxism. *Materials (Basel)*. 2019;12:1623.
31. 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;73:602-8.
32. Tabatabaian F. Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *J Prosthodont*. 2019;28:276-28.
33. Pekkan G, Özcan M, Gülce Subaşı M. Clinical factors affecting the translucency of monolithic Y-TZP ceramics. *Dent Mater J*. 2020;39:1-8.
34. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *Int J Dent*. 2015;2015:1-7.
35. Kern M. Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen, Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde. 5. izd. Malsch: AG-Keramik; 2012.
36. Lan TH, Chen PH, Fok ASL, Chen YF. Contact fracture test of monolithic hybrid ceramics on different substrates for bruxism. *Dent Mater*. 2022;38:44-56.
37. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*. 2001;85(4):363-76.
38. Kern M, Thompson VP, Beuer F, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH. All-Ceramics at a Glance: An introduction to the indications, material selection, preparation and insertion techniques for all-ceramic restorations. 3. izd. Malsch: AG-Keramik; 2017.
39. Baker B, Jacobi I, Newsome P, Penn D, Reaney D. A Clinician's guide to Prosthodontics. 1.izd. Alexandria: Southern Cross Dental; 2017.
40. 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.

41. Antonson SA, Anusavice KJ, Brantley WA, Esquivel-Upshaw JF, Gettleman L, Lemons JE, et al. Phillips' science of dental materials. 12. ed. Amsterdam: Elsevier; 2012.
42. Tarle Z, Knežević A. Podjela caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava. Nastavni tekst. Sonda. 2005;31:4.
43. Sherrill CA, O'Brien WJ. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. J Dent Res. 1974;53:683-90.
44. Dauskardt RH, Marshall DB, Ritchie RO. Cyclic fatigue-crack propagation in magnesia-partially-stabilized zirconia ceramics. J Am Ceram Soc. 1990;73:893-903.
45. Lamon J, Evans AG. Statistical analysis of bending strengths for brittle solids: a multiaxial fracture problem. J Am Ceram Soc. 1983;66:177-82.
46. Oram DA, Davies EH, Cruickshank-Boyd DW. Fracture of ceramic and metaloceramic cylinders. J Prosthet Dent. 1984;52:221-30.
47. Evans D, Barghi N, Malloy CM, et al. The influence of condensation method on porosity and shade of body porcelain. J Prosthet Dent. 1990;63:380-9.
48. Llobell A, Nicholls JJ, Kois JC, et al. Fatigue life of porcelain repair systems. Int J Prosthodont. 1992;5:205-13.
49. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials. 12th ed. St. Louis, Mo: Mosby; 2006.
50. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Philadelphia, Pa: Elsevier; 2002.
51. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. J Oral Rehabil. 2010;37:641-52.
52. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, et al. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent Mater. 2008;24:1556-67.
53. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dent Clin North Am. 2011;55:333-52.
54. Andreiuolo RF, Sabrosa CE, Dias KR. Dual-scan technique for the customization of zirconia computer-aided design/computer-aided manufacturing frameworks. Eur J Dent. 2013;7:115-18.

55. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater.* 2007;23:1500-5.
56. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819-26.
57. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;111:443-7.
58. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, et al. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* 2011;106:29-37.
59. Sailer I, Philipp A, Zembic A, et al. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:24-31.
60. Aljomard YRM, Altunok EÇ, Kara HB. Enamel wear against monolithic zirconia restorations: A meta-analysis and systematic review of in vitro studies. *J Esthet Restor Dent.* 2022;34:473-89.

Maria Gluvačević rođena je 20. kolovoza 1985. godine u Moskvi, Ruska Federacija. Godine 2001. upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Moskvi (Moskovski mediko-stomatološki univesitet) na kojem je diplomirala 2006. godine. Pripravnički staž odradila je na Stomatološkom fakultetu na Odjelu dječje stomatologije u 2008. godini. Iste godine upisuje Poslijediplomski specijalistički studij Protetika na stomatološkom fakultetu moskovskog Sveučilišta, koji je završila 2010. U razdoblju od 2008. do 2017. godine radila je u moskovskim privatnim stomatološkim ordinacijama kao doktor dentalne medicine. Godine 2017. seli se u Zagreb gdje počinje nostrificirati svoju diplomu te istovremeno upisuje Poslijediplomski specijalistički studij dentalne medicine na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Od siječnja 2021. godine stalno je zaposlena kao doktor dentalne medicine u jednoj privatnoj stomatološkoj ordinaciji u okolici Zagreba, a od rujna iste godine radi u stomatološkoj poliklinici “Ars Salutaris”.