

# Procjena kliničke trajnosti i estetskoga dojma monolitne litij-disilikatne krunice stanjene debljine stijenke: trogodišnje randomizirano istraživanje

---

Špehar, Davor

Doctoral thesis / Doktorski rad

2024

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:013610>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-13**



Repository / Repozitorij:

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





Stomatološki fakultet

Davor Špehar

**PROCJENA KLINIČKE TRAJNOSTI I  
ESTETSKOGA DOJMA MONOLITNE  
LITIJ-DISILIKATNE KRUNICE STANJENE  
DEBLJINE STIJENKE: TROGODIŠNJE  
RANDOMIZIRANO ISTRAŽIVANJE**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2024.



Stomatološki fakultet

Davor Špehar

**PROCJENA KLINIČKE TRAJNOSTI I  
ESTETSKOGA DOJMA MONOLITNE  
LITIJ-DISILIKATNE KRUNICE STANJENE  
DEBLJINE STIJENKE: TROGODIŠNJE  
RANDOMIZIRANO ISTRAŽIVANJE**

DOKTORSKI RAD

Mentor: prof. dr. sc. Marko Jakovac

Zagreb, 2024.



School of Dental Medicine

Davor Špehar

**CLINICAL EVALUATION AND AESTHETICS  
OF  
REDUCED-THICKNESS MONOLITHIC  
LITHIUM-DISILICATE CROWN:  
A 3-YEAR RANDOMIZED CONTROLLED  
TRIAL**

DOCTORAL DISSERTATION

Supervisor: prof. dr. sc. Marko Jakovac

Zagreb, 2024.

Rad je ostvaren u:

- *Ordinacija dentalne medicine Davor Špehar*, dr. med. dent., Bjelovar
- Poliklinika *Aesthetica*, Zagreb

Mentor: prof. dr. sc. Marko Jakovac

Lektor hrvatskog jezika: Mateja Ištok, mag.educ.philol.croat.

Lektor engleskog jezika: Valentina Capanec, mag.educ.philol.angl.

Sastav Povjerenstva za ocjenu doktorskog rada:

1. prof. dr. sc. Ketij Mehulić, predsjednica
2. prof. dr. sc. Dubravka Knezović Zlatarić, član
3. prof. dr. sc. Zdravko Schauperl, član

Sastav Povjerenstva za obranu doktorskog rada:

1. prof. dr. sc. Ketij Mehulić, predsjednica
2. prof. dr. sc. Dubravka Knezović Zlatarić, član
3. prof. dr. sc. Zdravko Schauperl, član
4. izv. prof. dr. sc. Josip Kranjčić, zamjenski član

Datum obrane rada: 9. srpnja 2024.

Rad sadrži: 118 stranica

18 tablica

24 slike

1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu izvorni su doprinos autora poslijediplomskog doktorskog 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.

Zahvale:

Hvala mentoru, prof. dr. sc. Marku Jakovcu, na pomoći, potpori i prenesenom znanju, kako tijekom izrade i pisanja doktorata tako i tijekom cijele moje karijere.

Hvala supruzi koja mi je pružila bezuvjetnu potporu i podršku u svakome trenutku školovanja i profesionalnoga usavršavanja.

Hvala roditeljima bez kojih ne bi bio to što jesam.

I na kraju hvala mojim anđelima, Franku, Roku i Adamu bez kojih sve ovo ne bi imalo smisla.

## **Sažetak:**

### **PROCJENA KLINIČKE TRAJNOSTI I ESTETSKOGA DOJMA MONOLITNE LITIJ-DISILIKATNE KRUNICE STANJENE DEBLJINE STIJENKE: TROGODIŠNJE RANDOMIZIRANO ISTRAŽIVANJE**

Svrha ove randomizirane kliničke studije bila je ispitati može li minimalno invazivni pristup osigurati dobru kliničku trajnost i zadovoljavajuću estetiku potpunokeramičke monolitne krunice u usporedbi s klasičnom slojevanom potpunokeramičkom krunicom i kao takav biti alternativa klasičnoj preparaciji zuba.

Ispitivana je litij-disilikatna keramika (IPS e.max CAD) izrađena dvjema različitim tehnikama. Monolitne litij-disilikatne krunice smanjene debljine stijenke bile su uspoređene s klasičnim slojevanim litij-disilikatnim krunicama. Pedeset i dvoje ispitanika s endodontski liječenim pretkutnjakom ili kutnjakom bilo je nasumično raspoređeno u dvije grupe. Svaki ispitanik bio je opskrbljen samo jednom krunicom. Preparacija zuba za klasičnu krunicu iznosila je 2 mm okluzalno sa zaobljenom stepenicom od 1 mm, a preparacija za monolitnu krunicu iznosila je 1 mm okluzalno sa zaobljenom stepenicom od 0,6 mm. Praćenje kliničke trajnosti trajalo je 36 mjeseci s kontrolnim pregledima svakih šest mjeseci koristeći modificirane United States Public Health Service (USPHS) kriterije. Osim kliničke trajnosti praćeno je i zadovoljstvo ispitanika estetikom dobivene krunice koristeći vizualnu analognu skalu (VAS). Ispitivanje je bilo dvostruko slijepo jer niti stomatolog niti ispitanici nisu znali koju vrstu krunice ocjenjuju. Nakon 36 mjeseci nije bilo značajne razlike u kliničkom uspjehu i estetskom zadovoljstvu između testiranih krunica. Trogodišnja stopa preživljavanja monolitnih krunica bila je 96%, a slojevanih 100%. Prosječno zadovoljstvo estetikom ispitanika bilo je izuzetno visoko za obje vrste krunica (99%).

Rezultati ove randomizirane kliničke studije pokazali su da minimalno invazivni pristup može biti dobra alternativa klasičnom načinu preparacije zuba za krunicu. IPS e.max litij-disilikatna keramika pokazala je izuzetnu trogodišnju kliničku uspješnost neovisnu o debljini samoga materijala. Osim toga, smanjenje debljine materijala nije utjecalo na estetsko zadovoljstvo pacijenata.

**Ključne riječi:** litij-disilikatna keramika; IPS e.max; monolitna krunica; slojevana krunica; smanjena debljina stijenke; klinički uspjeh; estetika



## **Summary:**

### **CLINICAL EVALUATION AND AESTHETICS OF REDUCED-THICKNESS MONOLITHIC LITHIUM-DISILICATE CROWN: A 3-YEAR RANDOMIZED CONTROLLED TRIAL**

**Aim:** The purpose of this randomized controlled trial was to investigate whether the minimally invasive approach would result in good clinical success and satisfying aesthetics of monolithic ceramic crowns compared to conventional layered full ceramic crowns, and therefore be an alternative to conventional tooth preparation.

**Materials and methods:** The tested ceramic was lithium-disilicate ceramic (IPS e.max CAD) manufactured with two different processing techniques. Monolithic lithium-disilicate crowns with reduced thickness were compared to conventional full ceramic crowns with a lithium-disilicate core and layered with aesthetic ceramic. Fifty-two participants with an endodontically treated premolar or molar were randomized into two groups, with twenty-six patients in each group. Each participant received only one crown. In one group participants were provided with a monolithic crown with reduced thickness, while in another group they were provided with a conventional layered crown. The teeth for conventional crowns were prepared with 2 mm occlusal reduction and 1 mm rounded shoulder, while teeth for monolithic crowns were prepared with 1 mm occlusal reduction and 0.6 mm rounded shoulder. All crowns were prepared by the same clinician and manufactured in the same laboratory by the same technician. The clinical success was evaluated in eight categories, and was carried out by the independent clinician who was not involved in the clinical part of the study. The observation period was 36 months, with control appointments every 6 months using modified United States Public Health Service (USPHS) criteria. Apart from clinical success, participants' aesthetic satisfaction with provided crowns was also assessed using the visual analogue scale (VAS), after the cementation and after one year. The assessment was double blind as both the examiner and the patients did not know which type of crown was provided. Statistical analysis was done using nonparametric tests.

**Results:** There was no significant difference in clinical success between monolithic and conventional layered crowns after 3 years. One monolithic crown fractured while all other were intact and the survival rate was 96%. All layered crowns were intact and the survival rate was 100%. The median patients' aesthetic satisfaction for both crowns was very high (99%).

**Conclusion:** The results of this study indicate that the minimally invasive approach can be a good alternative to conventional tooth preparation. IPS e.max lithium-disilicate ceramic demonstrated an exceptional three-year survival rate independently of the thickness of the material. Apart from this, the thickness of the ceramic did not influence the participants' aesthetic satisfaction.

**Keywords:** lithium-disilicate ceramic; IPS e.max; monolithic crown; layered crown; reduced thickness; survival; aesthetics

## Sadržaj

1.	UVOD .....	1
1.1.	Sastav dentalne keramike .....	3
1.1.1.	Sintetske keramike .....	8
1.2.	Svojstva dentalne keramike .....	10
1.2.1.	Mehanička svojstva dentalne keramike .....	10
1.2.2.	Biološka svojstva dentalne keramike .....	11
1.2.3.	Optička svojstva dentalne keramike .....	12
1.3.	Klasifikacija dentalnih keramika .....	18
1.3.1.	Keramike na bazi stakla .....	21
1.3.1.1.	Prirodna glinična keramika .....	21
1.3.1.2.	Sintetske keramike .....	22
1.3.1.2.1.	Keramike na bazi leucita .....	23
1.3.1.2.2.	Litij-disilikatne keramike .....	23
1.3.1.2.3.	Fluorapatitne keramike .....	31
1.3.1.3.	Keramike s dodanim staklom .....	32
1.3.2.	Polikristalne keramike .....	33
1.3.3.	Keramike na bazi smole .....	35
1.4.	Klinička trajnost i postendodonska opskrba liječenih zubi .....	36
1.5.	Priprema zuba za opskrbu krunicom .....	38
1.6.	Procjena kliničke trajnosti i estetike fiksnoprotetskog nadomjestka .....	40
2.	HIPOTEZE I CILJEVI .....	42
2.1.	Ciljevi istraživanja .....	43
2.2.	Hipoteze .....	43
3.	MATERIJALI I POSTUPCI .....	44
3.1.	Kriteriji za sudjelovanje u istraživanju .....	47
3.2.	Klinički tijek istraživanja .....	48
3.3.	Laboratorijski tijek istraživanja .....	53
3.4.	Procjena ishoda .....	55
3.5.	Statistički testovi .....	58
1.	REZULTATI .....	61
2.	RASPRAVA .....	87
3.	ZAKLJUČAK .....	102
4.	LITERATURA .....	104
5.	ŽIVOTOPIS AUTORA S POPISOM OBJAVLJENIH RADOVA .....	117
	PRILOZI	

## Popis kratica

ADA	Američka dentalna asocijacija
c	kubni
CAD	računalno potpomognuto oblikovanje
CAD/CAM	računalno potpomognuto oblikovanje / računalno potpomognuta izrada
CDA	Kalifornijska dentalna asocijacija
CIE	međunarodna komisija za osvjetljenje
CIELab	trodimenzionalni prostor boja međunarodne komisije za osvjetljenje
cm	centimetar
FDI	svjetska zdravstvena organizacija
GPa	gigapaskal
HO	jako opaktni
HT	jako transludentni
I	opalescentni
kg	kilogram
LT	slabo transludentni
m	monoklinski
mm	milimetar
MO	srednje opaktni
MO	mezijalno-okluzalno
MOD	mezijalno-okluzalno-distalno
mol%	molni udio
MPa	megapaskal
MT	srednje transludentni
N	njutn
nm	nanometar
OD	okluzalno-distalno
PSZ	djelomično stabilizirani cirkonij-dioksid
SCG	potpomognut rast pukotine
SLF	otpornost jednostrukog opterećenja do loma

t	tetragonski
USPHS	Služba za javno zdravstvo Sjedinjenih Država
VAS	vizualna analogna skala
Y-TZP	itrijev tetragonski cirkonijev polikristal
μm	mikrometar
°C	stupanj celzijev



Izrada fiksnih protetskih nadomjestaka već dugo nije samo obnavljanje izgubljene funkcije već sve više postaje estetski visokovrijedno djelo stomatologa i dentalnog tehničara. Novi dentalni materijali omogućuju da gotovo u potpunosti imitiramo prirodni izgled zuba. Samim su time i očekivanja pacijenata porasla i oni više ne očekuju samo nadomještanje izgubljenih zubi ili restauraciju postojećih nego i izvrsnu estetiku dobivenog nadomjestka.

Endodontska terapija uzrokuje strukturno slabljenje zuba. Budući da je kod većine liječenih zubi već izgubljen dio tvrde zubne strukture zbog karijesa, prijeloma ili prethodnih restauracija, terapija ovih zubi trebala bi osigurati funkcionalnu stabilnost i dugotrajno kliničko preživljavanje. To je osobito slučaj sa stražnjim zubima koji moraju biti sposobni izdržati velike okluzalne sile tijekom žvakanja.

Preostali dio tvrdog zubnog tkiva jedan je od najvažnijih čimbenika strukturnog integriteta i dugovječnosti endodontski liječenih zubi (1–3). Stoga svako očuvanje zubnog tkiva poboljšava strukturni integritet. Preparacija zuba za estetsku indirektnu restauraciju zahtijeva brušenje velike količine tvrdog zubnog tkiva. Klasične slojevane potpunokeramičke krunice omogućuju izradu visoko estetskih nadomjestaka, ali često zahtijevaju uklanjanje i više od 70% tvrdog zubnog tkiva (4). Kada se radi o endodontski liječenim zubima, na kojima je već odstranjen dio tvrdog zubnog tkiva, taj je postotak još i veći. S druge strane, monolitne keramičke krunice izrađene su u potpunosti od čvrstog materijala koji omogućuje tanju izradu i zahtijevaju uklanjanje manje tvrdog zubnog tkiva. Međutim, takvi su fiksni nadomjesci sami po sebi manje estetski jer je cijela krunica izrađena od jednoboynih keramičkih blokova te je teže postići izvrsnu estetiku. Napredak u dentalnim materijalima doveo je do novih višeslojnih keramičkih blokova koji omogućuju postizanje boljih estetskih rezultata, ali još uvijek ne kao i s klasičnim slojevanim potpunokeramičkim krunicama. Za postizanje najboljih estetskih rezultata materijal s dobrim mehaničkim svojstvima koristi se samo kao jezgra na koju se u više slojeva nanosi estetska keramika, ali s puno slabijim mehaničkim svojstvima radi postizanja prirodnog izgleda.

Izrada krunice na endodontski liječenim zubima povećava njihovu kliničku trajnost te u većini slučajeva predstavlja najbolje terapijsko rješenje.

Cilj ovog istraživanja ispitati je može li tanja potpunokeramička monolitna krunica pružiti dobru kliničku trajnost uz zadovoljavajući estetski rezultat procijenjen od strane pacijenta i specijalista protetike.

### 1.1. Sastav dentalne keramike

Riječ keramika dolazi od grčke riječi "keramos" što u prijevodu znači "lončarska zemlja/lončarska glina" (5). Kao što i samo ime govori, prirodna keramika predstavlja materijal sastavljen od prirodnih sirovina uglavnom silikatnog podrijetla i može se definirati kao kompozitni materijal sastavljen od jednog ili više metala koji je kemijski vezan za nemetalni element, najčešće kisik (6).

Tradicionalna dentalna keramika po svojoj strukturi mješavina je stakla i kristala, u različitim omjerima, rasprostranjenih u staklenoj matrici.

Glavni su sastojci dentalne keramike:

- glinica
- kvarc
- kaolin

Glinenci ili feldšpati najraširenija su i najvažnija skupina silikatnih minerala u prirodi. Čine oko 60% litosfere (gornji plašt Zemljine kore) i glavni su gradivni element magmatskih, sedimentnih i metamorfnih stijena (7,8). Tvrdoća po Mohsu iznosi 6, a u prirodnom su obliku neprozirni kristali različitih boja (Slika 1).





Slika 1. Glinenac

Glinica je najvažniji i najzastupljeniji gradivni dio dentalne keramike i čini oko 80% cjelokupnog sastava. Po kemijskom su sastavu glinenci dehidrirani aluminijski silikati najčešće kalija (kalij-aluminijski silikat ili ortoklas –  $K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ), natrija (natrij-aluminijski silikat ili albit –  $Na_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) i kalcija (kalcij-aluminijski silikat ili anortit –  $CaOAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ). Većina dentalnih keramika u svome sastavu sadrži kalij-aluminijski silikat jer pridonosi translucenciji same keramike. U sastavu keramike glinenci imaju najniže talište te se prilikom pečenja prvi tale potičući stvaranje čvrste mase (6). U sastavu glinice često se nalazi i željezo koje zbog svojih oksida može mijenjati boju te nije poželjno u njenom sastavu.

Kvarc je kristalni oblik silicijevog dioksida ( $SiO_2$ ). Jedan je od najrasprostranjenijih minerala u prirodi i sastavni je dio većine stijena. U prirodi se silicijev dioksid nalazi u dehidriranom i hidriranom obliku, a kvarc predstavlja dehidrirani mineral. Kristali kvarca imaju oblik heksagonske prizme, a veličinom variraju od vrlo sitnih do velikih kristala i do 50 cm. U prirodi se pojavljuje u različitim oblicima i bojama (Slika 2).



Slika 2. Kristal kvarca

Tvrdoća kvarca iznosi 7 po Mohsu. Kao primjesa u kvarcu se također nalaze male količine željeza koje mogu utjecati na boju keramike. Zbog toga ih je potrebno ukloniti pomoću magneta (9). Osim željeza, moguća je prisutnost i drugih čestica koje također mogu utjecati na boju keramike. Zbog toga je vrlo važno da se u proizvodnji koriste sastojci izuzetne čistoće. U dentalnoj keramici kvarc čini 12% – 22% ukupnog sastava (9). Kvarc ima visoku temperaturu tališta i ostaje postojan pri standardnim temperaturama pečenja keramike. Samim time čini bazu za ostale sastojke te pridonosi stabilnosti cjelokupne mase prilikom zagrijavanja. Osim toga, kvarc ima ulogu punila u samoj keramici (6).

Kaolin je smjesa minerala kaolinita s malom količinom kvarca, svijetlog tinca i ostataka neistrošenih glinenaca, a sastavni je dio većine tala (10). U prirodi se nalazi u obliku gline i to u njenom najčišćem obliku. Nastaje trošenjem glinenca djelovanjem termalnih voda i oborina, a u prirodi nije čist, već čini smjesu s raznim oksidima metala, pijeska i drugih tvari. Kako bismo dobili čisti kaolin, smjesu je potrebno ispirati vodom dok se ne odstrane svi dodatci, čime dobivamo bijeli prah (Slika 3).



Slika 3. Kaolin

Po kemijskom sastavu, kaolin je hidrirani aluminijev silikat ( $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ). U kontaktu s vodom nije topljiv, već upija vodu i daje masu koja se lagano oblikuje. Zbog te karakteristike povezuje sve sastavne dijelove keramike te omogućuje lakše modeliranje iste. U dentalnoj keramici čini 3% – 4% ukupnog sastava. Osim toga, kaolin daje opacitet keramici te je zbog toga njegova količina u sastavu keramike ograničena (9).

Osim glinice, kvarca i kaolina, koji čine većinski sastav, dentalna keramika sadrži i razne dodatke koji utječu na njena svojstva. To su (9,11):

- pigmenti
- oksidi
- katalizatori
- dodatci koji pridonose fluorescenciji
- organske tvari koje pridonose plastičnosti

Razni pigmenti dodaju se osnovnim komponentama. Čine oko 1% ukupnog sastava, a u sastavu sadrže metalne okside. Utječu na mutnoću keramike.

Različiti oksidi dodaju se keramičkom prahu radi postizanja određene boje. To mogu biti titanov oksid koji daje žutosmeđu boju, željezni i niklov oksid za smeđu boju, kobaltni oksid za plavu boju, manganov oksid za ljubičastu boju, bakreni i kromov oksid za dobivanje zelene boje (9).

Za povećanje opaciteta keramci se dodaju kositreni i cirkonijevi oksidi.

Razni katalizatori dodaju se keramici za snižavanje temperature pečenja na metalne legure. To mogu biti kalijev fosfat ( $K_2PO_4$ ), kalijev karbonat ( $K_2CO_3$ ), natrijev karbonat ( $Na_2CO_3$ ), boraks ( $Na_2B_4O_7 \cdot 10H_2O$ ) ili olovni oksid ( $Pb_2O_3$ ) (11).

Za poboljšanje fluorescencije, a samim time i estetike keramike, dodaju se uranov oksid ( $UO_2$ ), cerij (Ce) i samarij (Sm).

Kako bi se keramika lakše modelirala, dodaju se organske tvari koje utječu na plastičnost same keramike. To su dekstrin, škrob i šećer.

Staklena matrica u keramičkoj strukturi sastoji se od mreže atoma silicija (Si) i kisika (O). Atomi silicija i kisika međusobno su povezani tako da četiri atoma kisika vežu jedan atom silicija, gdje atomi kisika čine matricu unutar kojega se nalazi atom silicija. Tako se svaka osnovna gradivna jedinica staklene matrice sastoji od atoma silicija okruženog četirima atomima kisika. Sami atomi međusobno su povezani ionskim i kovalentnim vezama čineći gradivne jedinice stabilnima i postojanima. Osim stabilnosti gradivnih jedinica, ionske i kovalentne veze omogućuju i međusobno povezivanje istih čime dolazi do formiranja lančanih struktura. Te lančane strukture čine trodimenzionalnu mrežu atoma bez nekog pravilnog uzorka u kojoj su atomi međusobno jednako udaljeni. Takva građa staklene matrice naziva se amorfna struktura. Amorfne tvari nemaju kristalnu rešetku, a njihova su svojstva jednaka u svim smjerovima. Zbog toga staklena matrica ima odlična optička svojstva.

Dužina lančanih struktura unutar matrice ovisi o kemijskom sastavu stakla. Mijenjanjem udjela osnovnih mineralnih sastojaka i dodavanjem metalnih oksida dolazi do prekidanja silicij-oksidnih lanaca tijekom taljenja. To skraćivanje lanaca dovodi do povećanja tečnosti rastaljenog stakla i snižavanja temperature pečenja keramike (12). Iako amorfna građa i odsutnost kristalne strukture omogućuju najbolja estetska svojstva, čista glinična keramika ima slaba mehanička svojstva i danas se gotovo i ne koristi u izvornom obliku za izradu fiksoprotetskih radova.

### 1.1.1. Sintetske keramike

Omjer staklene matrice i kristala, odnosno količina punila u dentalnoj keramici, direktno su povezani s mehaničkim svojstvima. Upravo radi toga, ali i zahvaljujući manjoj ovisnosti o čistim prirodnim sastojcima i njihovoj izvornoj različitosti, prirodnoj gliničnoj keramici, odnosno staklenoj matrici, dodaju se različiti postotci punila koji poboljšavaju mehanička svojstva. Omjer i sastav punila razlikuju se ovisno o proizvođaču, ali najčešće su to silicij-oksidi ( $\text{SiO}_2$ ), kalij-oksidi ( $\text{K}_2\text{O}$ ), natrij-oksidi ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) i aluminijski-oksidi ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ).

Prva punila korištena u dentalnoj keramici bile su čestice kristaliziranog minerala leucita (13–15). Leucit je prirodni mineral, po kemijskom sastavu kalij-aluminijev silikat ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ). Pripada gliničnoj skupini minerala i u malim se količinama nalazi u sastavu prirodne glinične keramike. U prirodi se nalazi kao sastavni mineral površinskih eruptivnih stijena (Slika 4).



Slika 4. Leucit

Glinačnoj keramici dodaje se oko 17% – 25% masenog udjela leucita unutar staklene matrice. Prisutnost kristala leucita unutar staklene matrice ima višestruke prednosti. Glinačno staklo ima

koeficijent toplinskog širenja oko  $8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ , a to je osjetno niže od koeficijenta toplinskog širenja metalnih legura (oko  $12-14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ), što je onemogućavalo pečenje keramike na metalnu konstrukciju. S druge strane, leucit ima visoki koeficijent toplinskog širenja, oko  $20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  (15). Dodavanje određene količine leucita u staklenu osnovu uzrokuje povećanje koeficijenta toplinskog širenja same keramike i izjednačavanje s koeficijentom metalnih legura, što je dovelo do razvoja metal-keramičkih sustava. Osim toga, leucit kao punilo poboljšava mehanička svojstva keramike istodobno ne utječući na optička svojstva. Leucit ima približno jednak indeks loma svjetla kao i staklena matrica te ne dovodi do zamućenja keramike. Glinična keramika s relativno malim udjelom kristala leucita jedna je od estetski najljepših keramika te se osim za fasetiranje metalnih konstrukcija koristi i za fasetiranje većine potpunokeramičkih nadomjestaka s čvrstim osnovnim skeletom.

Dodavanje relativno malog udjela kristala leucita utjecalo je na poboljšanje mehaničkih svojstava glinične keramike, ali nedovoljno da bi se mogla koristiti samostalno za izradu fiksnoprotetskih nadomjestaka bez čvrste baze. Veći udio punila te njihova jednolična raspodjela unutar staklene matrice značajno povećavaju mehanička svojstva keramike. Osim poboljšanja mehaničkih svojstava, kristali leucita vrlo se dobro jetkaju djelovanjem kiseline, puno brže nego staklo, što omogućuje dobivanje mikromehaničke mreže i vrlo dobru adhezivnu vezu sa zubom (15). Osim leucita, u sastav dentalne keramike dodaju se i čestice aluminijevog oksida, magnezij-oksidi, kombinacija aluminijskog oksida i magnezija (*spinel*) te cirkonij-oksidi. Ta metoda naziva se disperzijsko ojačavanje. Osim pravilne raspodjele čestica punila u staklu, povećanje udjela kristalne strukture moguće je i djelovanjem temperature. Posebnom metodom izlaganja visokoj temperaturi dolazi do taloženja i rasta kristala unutar samoga stakla. To dovodi do promjene strukture stakla i poboljšanja mehaničkih svojstava. Ovaj proces kristalizacije keramike naziva se keramiziranje.

Radi postizanja što boljih mehaničkih svojstava i čvrstoće same keramike udio kristala dodatno je povećavan te su razvijene keramike koje u svome sastavu nemaju stakla i sastoje se samo od kristala. Takve se keramike nazivaju polikristalne keramike. Unutar polikristalne keramike atomi su gusto i pravilno raspoređeni. Takva struktura naziva se kristalnom, za razliku od stakla koje ima amorfnu građu. Zbog navedenog polikristalna keramika ima najbolja mehanička svojstva jer gusto i pravilno raspoređeni atomi osiguravaju teže širenje pukotine samom strukturom. S druge strane, polikristalne keramike slabo propuštaju svjetlo te imaju najlošija estetska svojstva.

## 1.2. Svojstva dentalne keramike

Svojstva dentalnih keramika karakteriziraju samu keramiku i određuju mogućnosti primjene, odnosno indikacije za korištenje određenoga keramičkog sustava. Glavna su svojstva dentalnih keramika:

- mehanička svojstva
- biološka svojstva
- optička svojstva

### 1.2.1. Mehanička svojstva dentalne keramike

Dentalne keramike moraju biti otporne na djelovanje raznih kemijskih agenata, temperaturno neovisne u kliničkim uvjetima, imati dobru otpornost na trošenje i mogućnost oblikovanja visoke preciznosti (16). Kao materijal koji treba podnositi visoke okluzalne sile, dobre mehaničke karakteristike jedan su od najvažnijih čimbenika koje dentalna keramika mora imati kako bi osigurala dugoročnu funkciju. Jedne od glavnih mehaničkih svojstava dentalnih keramika jesu savojna čvrstoća i tvrdoća.

Savojna čvrstoće određuje mogućnost materijala da reagira elastično/plastično kada na njega djeluje sila koja uzrokuje deformaciju. Savojna čvrstoća fiksno je svojstvo materijala i ne ovisi o dimenzijama i obliku uzorka (16). Budući da su keramike krhki materijali, imaju minimalnu mogućnost plastičnog naprezanja što dovodi do pucanja u trenutku kada opterećenje koje djeluje na površinu nadmaši vrijednosti savojne čvrstoće. S druge strane, tvrdoća materijala predstavlja njegovu otpornost prema prodiranju drugog, tvrdog tijela u njegovu strukturu i ovisi isključivo o vrsti i stanju pojedinog materijala (16).

Savojna čvrstoća i tvrdoća karakteristike su materijala koje određuju njegovu otpornost na statičko opterećenje koje može dovesti do loma. Međutim, u kliničkim uvjetima dentalne su keramike opterećene dinamički (djelovanjem sila prilikom žvakanja) pri čemu može doći do pojave pukotine i loma i pri manjim opterećenjima (umor materijala) (16). Osim toga, utjecaj vlažnoga okruženja u ustima i prisutnost molekula vode dovodi do kemijski potpomognutog rasta pukotina ili SCG-a (*subcritical crack growth*). To uzrokuje pucanje ionsko-kovalentnih veza na vrhu pukotine ili nekog drugog postojećeg oštećenja te inicira širenje pukotine pri



opterećenjima manjima od čvrstoće materijala (16). Treba napomenuti da je umor materijala prvenstveno vezan za broj ciklusa opterećenja, a ne za vrijeme djelovanja sile. To je svakako važan čimbenik koji se mora uzeti u obzir kada se razmatra klinička trajnost određenog keramičkog sustava.

Na savojnu čvrstoću i tvrdoću keramike svakako utječe njezin sastav. Dentalne keramike koje u sastavu imaju više stakla imaju slabija mehanička svojstva i podložnija su pucanju. S druge strane, keramike s malim udjelom stakla ili bez stakla kao polikristalne keramike, imaju bolja mehanička svojstva i mogu podnijeti veća opterećenja prije nego što dođe do pucanja (Tablica 1).

Tablica 1. Mehanička svojstva dentalnih keramika

MATERIJAL	SAVOJNA ČVRSTOĆA (MPa)	ŽILAVOST (MPa m <sup>0.5</sup> )	TVRDOĆA (GPa)	MODUL ELASTIČNOSTI (GPa)
GLINIČNA KERAMIKA	60-70	0.9 - 0.3	6	70
LEUCITNA KERAMIKA (IPS Empress)	160	1.3	6.2	65
LITIJ-DISILIKATNA KERAMIKA (IPS e.max)	360-400*	2.3 - 2.8	5.8	95
STAKLOM INFILTRIRANA ALUMINIJ-OKSIDNA KERAMIKA	500	3.9	11	280
STAKLOM INFILTRIRANA ALUMINIJ-OKSIDNA I MAGNEZIJ KERAMIKA	400	2.7		185
STAKLOM INFILTRIRANA ALUMINIJ-OKSIDNA I CIRKONIJ-OKSIDNA KERAMIKA	600	4.4	11	258
ALUMINIJ-OKSIDNA KERAMIKA	400-700	3.5	16	270 - 380
CIRKONIJ-OKSIDNA KERAMIKA (3Y-TZP)	900-1400	5 - 8	12	205 - 210
CIRKONIJ-OKSIDNA KERAMIKA (4.5Y-TZP)	400-800	2.5 - 4.0	12	205 - 210
CAKLINA	261-288	0.6 - 1.5	3 - 5	70 - 100
DENTIN	232-305	3.1	0.6	15 - 30

\*prema najnovijim podacima *Ivoclar Vivadent* navodi vrijednosti savojne čvrstoće do 470 MPa za IPS e.max Press i do 530 MPa za IPS e.max CAD

### 1.2.2. Biološka svojstva dentalne keramike

Dobra mehanička svojstva dentalnih keramika važna su za višegodišnju trajnost samoga materijala, ali za dobru kliničku trajnost cjelokupnoga fiksno-protetskog rada važna su i biološka svojstva keramike, odnosno biokompatibilnost. Biokompatibilnost dentalnih keramika



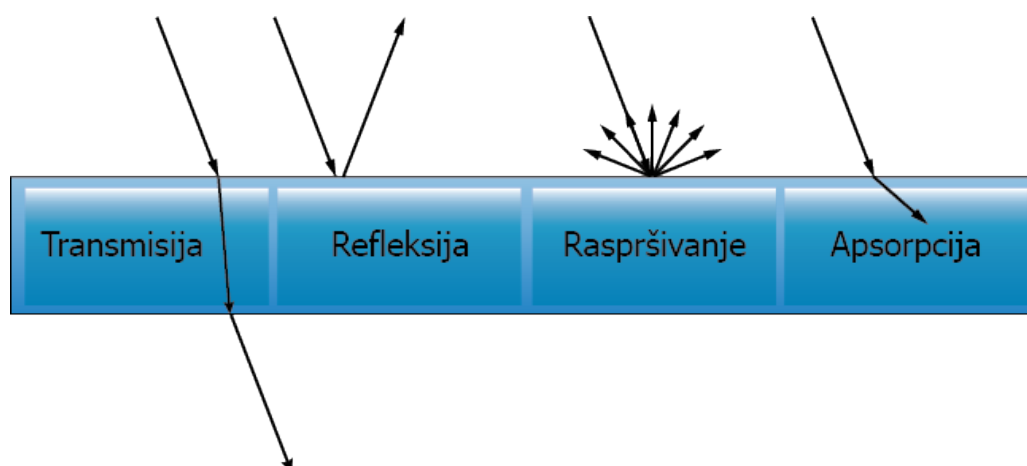
prvenstveno se očituje u reakciji mekih tkiva u kontaktu s keramikom. Za dobra biološka svojstva jednako su važna i kemijska i fizička svojstva materijala, a kod dentalnih keramika ponajprije površinska topografija, odnosno poliranost površine keramike (17). Prilikom kontakta keramike i gingive dolazi do reakcije epitelnih stanica i gingivnih fibroblasta koja se očituje adhezijom i proliferacijom stanica na površini keramike. Manja hrapavost površine dovest će do bolje kolonizacije stanica. Osim toga, glatka površina uzrokuje i nisku retenciju plaka što je izuzetno važno u sprječavanju nastanka upale. Kako su rubovi fiksnoprotetskih radova često smješteni ispod ruba gingive, u gingivnom sulkusu, dobra biokompatibilnost materijala time je još i važnija u sprječavanju nastanka upale mekih tkiva.

Potpunokeramički sustavi općenito pokazuju dobru biokompatibilnost. In vitro istraživanja pokazuju dobru reakciju tkiva u kontaktu s gliničnom, litij-disilikatnom i cirkonij-oksidnom keramikom (17,18). Osim toga, analizirajući koncentraciju indikatora upale u gingivnoj sulkusnoj tekućini u kontaktu s cirkonij-oksidnom i litij-disilikatnom keramikom nije nađena značajna razlika između zdravoga zuba i spomenutih keramika (19). Dugogodišnja klinička upotreba većine dostupnih keramičkih sustava dokazala je dobra biološka svojstva i odsutnost upale koja bi bila uzrokovana samim materijalom.

### **1.2.3. Optička svojstva dentalne keramike**

Protetski tretman krije mnoge izazove kako bi se postigao što idealniji rezultat, a stomatolog mora obratiti pažnju na različite čimbenike kako bi pružio dobru terapiju. S pacijentova stajališta, često je najvažniji čimbenik estetika pružene restauracije.

Nadoknada jednog zuba krunicom može biti prilično zahtjevna i, što se tiče estetike, često je jedan od najtežih protetskih postupaka ako želimo postići dobar rezultat. Protetski nadomjestak trebao bi svojim izgledom biti maksimalno sličan okolnim zubima. U postizanju tog cilja jednako su važni i oblik, odnosno morfologija, i boja, odnosno optička svojstva samoga rada. Prirodni zubi propuštaju, raspršuju, reflektiraju i apsorbiraju svjetlo koje dolazi na površinu (Slika 5).



Slika 5. Interakcija svjetla s podlogom

Zbog građe zuba, koji sa sastoji od cakline i dentina različitih optičkih karakteristika, protetski nadomjestak trebao bi imati što je moguće sličnija optička svojstva prirodnim zubima. Keramički su materijali estetski najbližiji zubima i njihova optička svojstva omogućuju postizanje prirodnog izgleda fiksnoprotetskih radova.

Optička svojstva dentalnih keramika jesu:

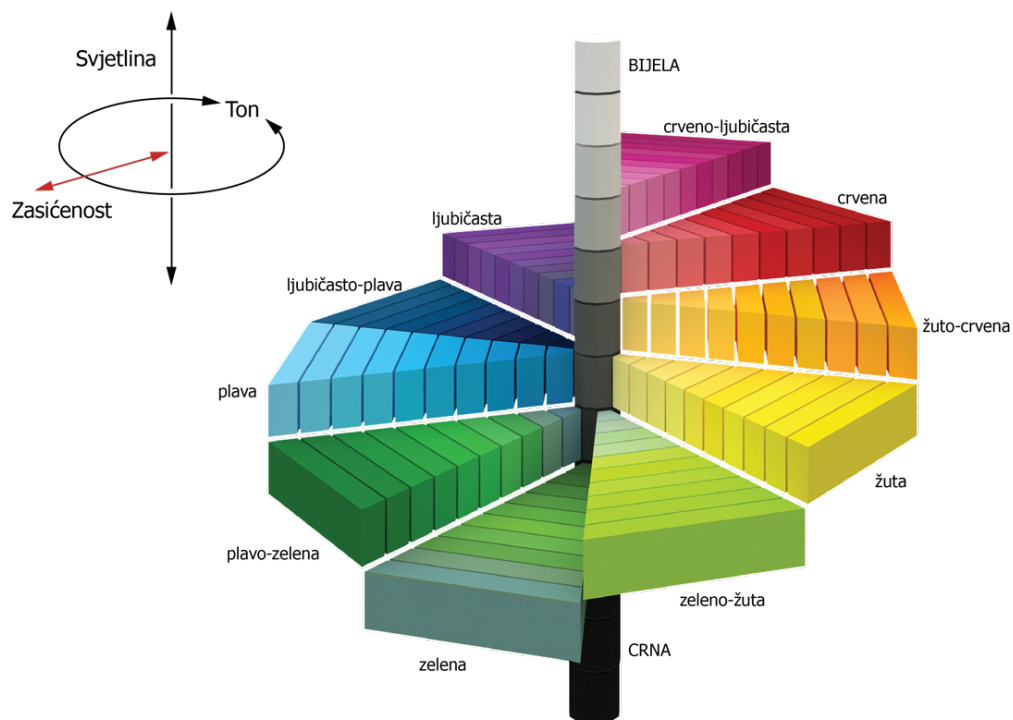
- boja
- translucencija
- opalescencija

Boja je jedna od glavnih optičkih karakteristika dentalnih keramika. Iako se često smatra najvažnijom i/ili jedinom važnom karakteristikom, boja predstavlja samo jedan dio cjelokupne estetike protetskog rada. Za mjerenje, odnosno klasificiranje boja, u stomatologiji se najčešće koriste dvije skale, odnosno sustava:

1. Munsellov sustav boja
2. CIE sustav boja

Munsellov sustav boja opisuje boju u tri karakteristike (Slika 6):

- Hue – ton
- Chroma – zasićenost
- Value – svjetlina



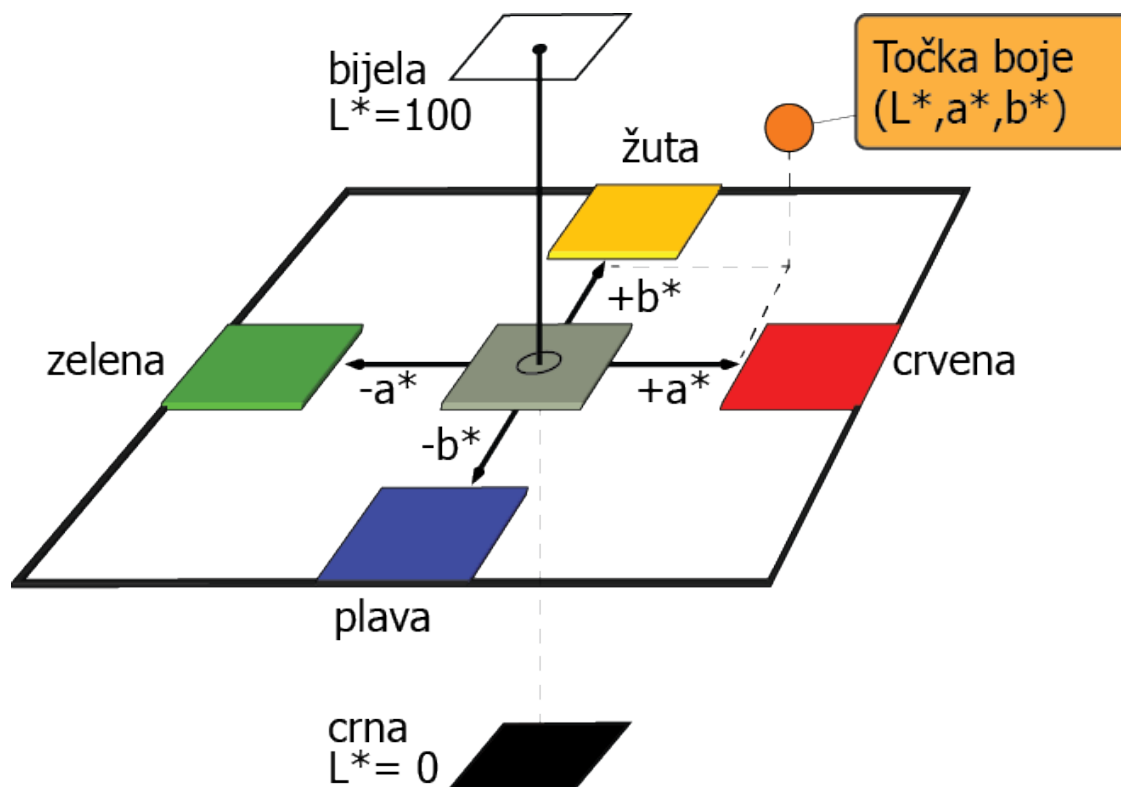
Slika 6. Munsellov sustav boja

Hue, odnosno ton, predstavlja baznu boju objekta. Munsellov sustav ton boje dijeli u spektar od deset boja od kojih je svaka podijeljena u dodatnih deset nijansi, što ukupno čini spektar od sto istih dijelova. U Vita ključu boja (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka) koji se najčešće koristi za određivanje boje zuba ton boje predstavljaju slova A, B, C i D.

Chroma, odnosno zasićenost predstavlja intenzitet određenog tona boje. Označava se skalom od 1 do 12, ili do 18, ovisno o tonu boje. U ključu boja zasićenost predstavljaju brojevi 1, 2, 3 i 4.

Value, odnosno svjetlina, predstavlja svjetlinu ili tminu određene boje. Označava se skalom od 0 do 10, gdje 0 predstavlja crno, a 10 bijelo. U ključu boja nema posebnu oznaku.

CIE sustav (Commission Internationale de l'Eclairage – međunarodna komisija za osvjetljenje) temelji se na objektivnom vrednovanju boja i najbliži je vizualnoj percepciji. Za određivanje boje koristi se trodimenzionalnim koordinatnim sustavom s tri međusobno okomite osi;  $L^*$ ,  $a^*$  i  $b^*$  (CIELab sustav boja) (Slika 7).



Slika 7. CIELab sustav boja

Svaka boja označena je vrijednostima  $L^*$ ,  $a^*$  i  $b^*$  koje predstavljaju točku, odnosno numeričke vrijednosti položaja unutar koordinatnog sustava.  $L^*$  predstavlja svjetlost boje i označava se

skalom od 0 do 100, gdje je 0 crno, a 100 bijelo,  $a^*$  označava crveni ( $+a^*$ ) i zeleni ( $-a^*$ ) spektar, dok  $b^*$  označava žuti ( $+b^*$ ) i plavi ( $-b^*$ ) spektar.

Translucencija predstavlja svojstvo materijala da propusti svjetlo. Materijal koji u potpunosti propušta svjetlo transparentan je, a onaj koji ne propušta svjetlo opak. Sukladno tomu, translucetni materijal nalazi se između transparentnog i opaknog. Kada svjetlo obasja površinu, dio zraka prolazi materijalom, dio se raspršuje, a dio reflektira. Sukladno tomu, što više svjetla materijal propusti to je veća translucencija istoga. Translucencija je jedna od najvažnijih karakteristika dentalnih keramika koja omogućava postizanje prirodnog izgleda protetskog rada. Kako i caklina i dentin imaju određeni stupanj translucencije, da bi se dobila maksimalna sličnost i prirodnost, keramika bi trebala imati približno isti stupanj translucencije kao i zubi. Na translucenciju dentalnih keramika utječu različiti čimbenici. Ponajprije su to udio staklene matrice i kristalne faze u sastavu keramike. Staklena matrica ima amorfnu strukturu i izotropna svojstva, što znači da nema kristalnu rešetku, a njihova su svojstva jednaka u svim smjerovima i omogućuje neometani prolaz svjetla i visoki stupanj translucencije. Zbog toga staklena matrica ima odlična optička svojstva i osigurava izvrsnu translucenciju materijalu. S druge strane, kristali imaju anizotropna svojstva i uzrokuju raspršivanje i refleksiju svjetla prilikom kontakta s granicama zrna kristala što dovodi do smanjenja translucencije (20,21). Osim samoga udjela, na stupanj translucencije utječu i veličina kristala, kristalna faza, nepravilnosti na granicama zrna i prisutnost pora u mikrostrukturi (21). Svi ti faktori dovode do raspršivanja svjetla i smanjenja translucencije.

Opalescencija predstavlja oblik raspršivanja svjetlosti do kojeg dolazi kada je veličina kristala u strukturi materijala jednaka valnoj duljini svjetla ili manja od nje. Prilikom kontakta s kristalima, dio zraka reflektira se, a dio zraka prolazi strukturu. Plavo-ljubičasto svjetlo kraćih valnih duljina reflektira se od površine kristala, dok crveno-narančasto svjetlo dužih valnih duljina prolazi kroz materijal (22). Upravo zbog toga opalescentna tvar ima plavkasti izgled pod reflektiranom svjetlošću, a pod propuštenim svjetlom izgleda narančasto-smeđe (23–25). Caklina ima svojstvo opalescencije jer propušta svjetlo dužih valnih duljina dok reflektira svjetlo kraćih valnih duljina, zbog čega incizalni rub ima plavkasti izgled (halo efekt). Kako bi se maksimalno uspio kopirati prirodni izgled cakline, keramika bi trebala imati svojstvo opalescencije.

Optička svojstva određenoga materijala određuju kako se taj materijal ponaša u interakciji sa svjetlom. Estetika keramike, odnosno optička svojstva, ovisi o više čimbenika (26–28):

- strukturi
- količini stakla
- količini kristala
- količini i vrsti različitih primjesa
- veličini zrna kristala
- homogenosti
- prisutnosti i veličini pora
- debljini
- boji podloge
- boji cementa
- načinu proizvodnje
- indeksu refrakcije

Struktura, odnosno sastav dentalne keramike, jedan je od najvažnijih čimbenika koji utječu na optička svojstva. Udio stakla i kristala u sastavu direktno utječe na translucenciju keramike.

Prisutnost pora unutar materijala uzrokuje raspršivanje zraka svjetla i posljedično smanjenje translucencije. To je posebno izraženo kada su pore slične veličine valnoj duljini vidljivog spektra svjetla (21). Do raspršivanja svjetla dolazi zbog različitog indeksa refrakcije zraka (pora) i kristala (21,29). Pore se javljaju kod keramika koje u svom sastavu imaju određeni udio kristalne faze i predstavljaju prazan prostor između kristala. Pore mogu nastati između kristala ili unutar samoga kristala. Pore unutar kristala u pravilu je nemoguće ukloniti, a pore između kristala moguće je smanjiti ili ukloniti sinteriranjem i toplinskom obradom keramike, čime dolazi do rasta kristala, povećanja gustoće i homogenosti keramike te samim time i smanjenja pora. Pore veće od 50 nm mogu značajno povećati raspršivanje svjetla i smanjiti translucenciju keramike (21). Osim pora, gustoća, homogenost ili vrsta faze kristalne strukture (tetragonska ili kubna faza kod cirkonij-oksida) također utječu na translucenciju keramike.

Debljina keramike obrnuto je proporcionalna translucenciji. Veća debljina keramike smanjuje količinu svjetla koje njome prolazi, a samim time i translucenciju (30–33).

Boja podloge, odnosno bataljka, može utjecati na izgled gotovog rada (34). Tamni bataljak reflektira svjetlo što se može očitovati promjenom boje keramičkog rada (prosijavanje tamne podloge) (35). Stupanj translucencije i debljina keramike direktno su povezani s utjecajem boje podloge. Što je keramika translucetnija i tanja to je mogućnost prosijavanja tamne podloge

veća. Osim boje podloge, na izgled može utjecati i boja cementa, što je posebno prisutno kod tankih ljuskica i staklokeramičkih radova s visokim stupnjem translucencije (36–39).

Indeks loma svjetla, odnosno indeks refrakcije, predstavlja fizikalnu veličinu koja opisuje međudjelovanje svjetlosti i tvari kroz koju svjetlo prolazi te se definira kao omjer brzine svjetlosti u vakuumu i u optički prozirnoj tvari (40). Posljedica promjene brzine prilikom prelaska svjetla iz jednog optičkog sredstva u drugo promjena je pravca svjetla, odnosno lom svjetla. Veći indeks loma označava veći lom svjetla i veću gustoću tvari. Indeks loma posebno je važan kod keramika koje u svome sastavu imaju kristalnu fazu. Razlika u indeksu loma između staklenog matriksa i kristalne faze dovodi do smanjenja translucencije keramike. S druge strane, kristali litij-disilikata imaju sličan indeks refrakcije kao i stakleni matriks zbog čega, unatoč visokom udjelu kristala, litij-disilikatna keramika ima dobru translucenciju.

Stomatolozi često najviše pažnje posvećuju boji postavljene krunice. Ponekad je to dovoljno, ali u većini slučajeva boja nije najvažniji čimbenik. Drugi parametri poput morfologije, površinske mikrostrukture i optičkih karakteristika materijala jednako su važni kao boja. Kako je boja samo percepcija reflektirane svjetlosti, jasno je da su svi ti parametri važni za postizanje savršene estetike i prirodnog izgleda zuba.

Razlike u debljini i strukturi dentina i cakline uzrokuju različitu transmisiju i refleksiju svjetlosti, ali i različita optička svojstva prirodnih zuba. Za postizanje prirodnog izgleda keramičke krunice ova optička svojstva moraju se kopirati kako bi se dobili dobri rezultati. Keramički materijali koji se koriste u suvremenoj stomatologiji omogućuju postizanje gotovo identičnog izgleda kao prirodnih zubi.

### **1.3. Klasifikacija dentalnih keramika**

Keramika predstavlja jedan od najvažnijih materijala suvremene dentalne medicine i može se reći da je sastavni dio većine današnjih fiksoprotetskih radova. Razvoj dentalne keramike doveo je do široke upotrebe iste, i može se također reći da danas ne postoji klinička situacija koja ne može biti riješena upotrebom određenog keramičkog sustava. Samim time, javila se i potreba za klasifikacijom postojećih keramičkih sustava. Podjela keramika u određene kategorije na temelju različitih svojstava trebala bi služiti kao pomoć u izboru najboljeg sustava za različite kliničke situacije, kao pozicija nadomjestka, način cementiranja, vrsta restauracije, estetski zahtjevi i slično.

Kako su se razvijali novi keramički sustavi tako su se mijenjale i nadopunjavale različite podjele. Samu klasifikaciju keramika nemoguće je striktno odrediti niti reći da je određena podjela prava ili kriva. Bile su predlagane različite klasifikacije, a temeljile su se na različitim kriterijima kao što su sastav keramike, klinička indikacija, translucencija, mogućnosti jetkanja i način cementiranja, metode proizvodnje, temperatura pečenja, mikrostruktura, mehanička svojstva, abrazivnost i slično (41–46). Većina tih podjela često je bila nejasna ili neprecizna i nije omogućavala dodavanje novih keramičkih sustava (47).

Najosnovnija podjela dentalnih keramičkih sustava bila bi na metal-keramičke i potpunokeramičke sustave. Iako maksimalno pojednostavljena, ova se podjela još uvijek često koristi u svakodnevnoj kliničkoj praksi prilikom odabira vrste fiksnoprotetskog nadomjestka. Unatoč tomu, takva klasifikacija pripada povijesti i s današnjeg je stajališta potpuno neupotrebljiva.

Jedna od najprihvatljivijih i najčešće korištenih podjela dentalnih keramika jest podjela na osnovi količine stakla sadržanog u samoj keramici (41,48,49). Na temelju te podjele keramičke sustave možemo podijeliti u tri kategorije:

1. keramike na bazi stakla s pretežnim udjelom stakla (prirodni ili sintetski aluminijski silikati) i manjim udjelom punila (leucit ili stakla s visokim talištem)
2. keramike na bazi stakla s punilima, obično kristalnim, koji čine većinu udjela. Ova grupa može se dalje podijeliti na:
  - sustave na bazi stakla s dodanim punilima (litij-disilikat, cca. 70% vol.)
  - kristalni sustavi s dodanim staklom (aluminijev oksid, aluminijev i magnezijev oksid ili cirkonijev oksid)
3. polikristalne keramike bez stakla u strukturi (cirkonijev oksid, aluminijev oksid)

Unatoč činjenici da ova podjela obuhvaća gotovo sve keramičke sustave, određene nejasnoće i nedostaci i dalje postoje. Prvo, količina stakla, odnosno staklene matrice, nije točno određena te može dovesti do nejasnoće pripada li određena keramika u prvu ili drugu grupu. Osim toga, ova podjela sugerira da su mehanička svojstva i estetika u direktnom odnosu s količinom stakla, odnosno punila. Na temelju toga, keramike koje sadrže više stakla imaju najbolja optička svojstva i najbolje oponašaju prirodni dentin i caklinu, ali imaju najslabija mehanička svojstva. S druge strane, keramike s malim udjelom stakla ili bez stakla (polikristalne keramike) imaju puno bolja mehanička svojstva, ali slabiju estetiku te se uglavnom mogu koristiti samo za izradu skeleta na koji je potrebno slojevati estetsku keramiku. Razvojem dentalnih keramika ova

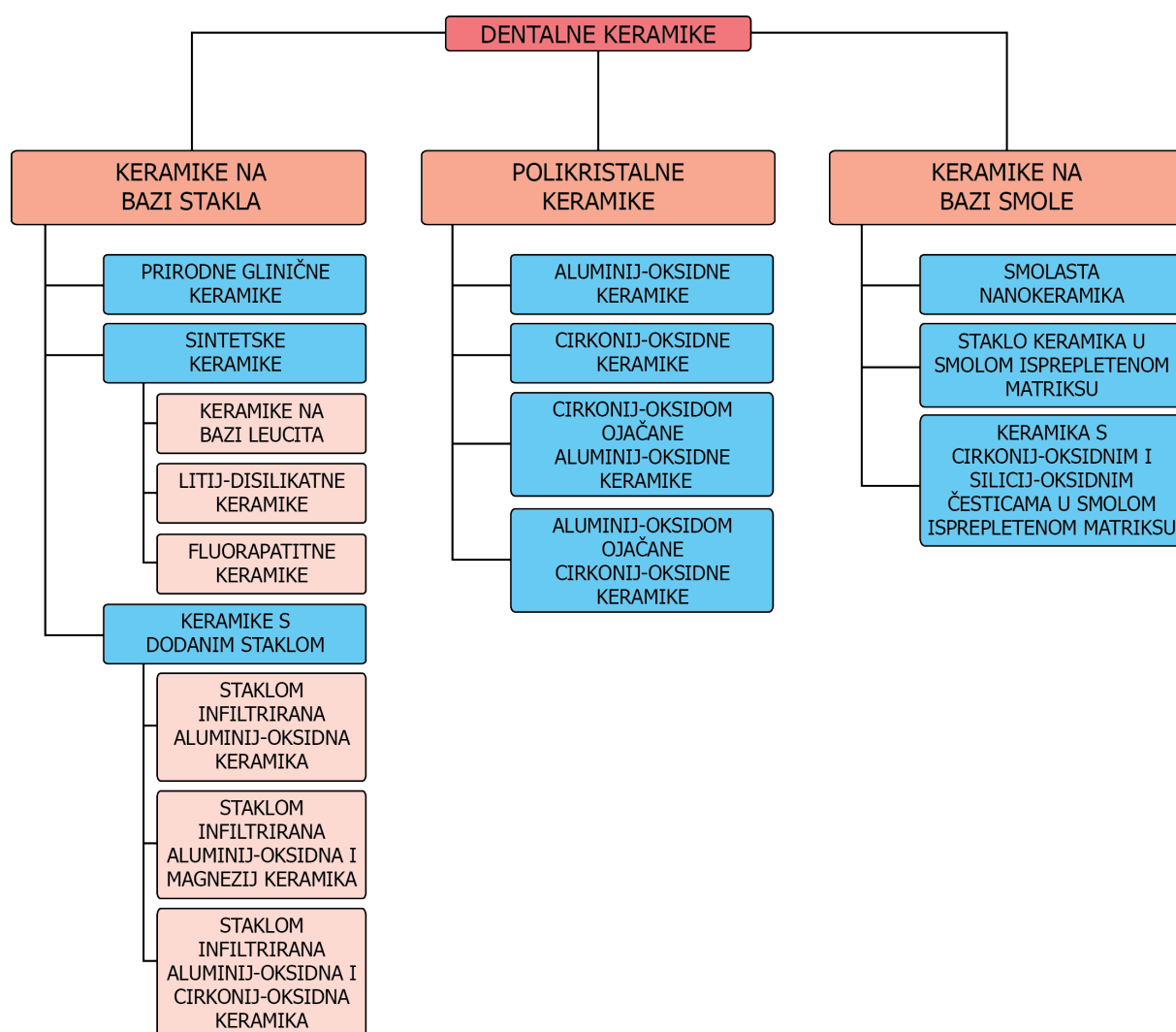


podjela više nije tako jasno određena. Danas postoji translucetna cirkonij-oksidnu keramika koja se može koristiti za izradu monolitnih restauracija i koja ima odlična estetska svojstva. S druge strane, određeni staklokeramički sustavi, prvenstveno litij-disilikatna keramika, osim dobre estetike imaju i odlična mehanička svojstva te se mogu koristiti i za šire indikacije osim samo pojedinačnih krunica.

Temeljem toga predložena je nova podjela dentalnih keramika u tri kategorije (47):

1. KERAMIKE NA BAZI STAKLA
2. POLIKRISTALNE KERAMIKE
3. KERAMIKE NA BAZI SMOLE

Svaka od ovih triju kategorija dodatno je podijeljena u nekoliko potkategorija (Slika 8).



Slika 8. Podjela dentalnih keramika

Treća grupa keramičkih sustava predstavlja najnovije sustave koji su u osnovi materijali s organskim matriksom u koji su dodane čestice keramike. Iako ova kategorija materijala po baznoj definiciji keramike kao “nemetalnog organskog materijala“ ne spada u keramike, Američka dentalna asocijacija (ADA) modificirala je izvornu definiciju keramike čime se ovi materijali svrstavaju u keramičke sustave te samim time i moraju biti obuhvaćeni te uključeni u nove klasifikacije (47,50).

### **1.3.1. Keramike na bazi stakla**

Keramike na bazi stakla predstavljaju keramičke sustave koji u svome sastavu imaju određeni udio staklene matrice. Keramike na bazi stakla dodatno se dijele na:

1. prirodne glinične keramike
2. sintetske keramike
  - keramike na bazi leucita
  - litij-disilikatne keramike
  - fluorapatitne keramike
3. keramike s dodanim staklom
  - staklom infiltrirana aluminij-oksidna keramika
  - staklom infiltrirana aluminij-oksidna i magnezij keramika
  - staklom infiltrirana aluminij-oksidna i cirkonij-oksidna keramika

#### **1.3.1.1. Prirodna glinična keramika**

Glinična keramika prirodni je materijal koji se dobiva od zemljanih sastojaka, glinice, kvarca i kaolina. Po sastavu je aluminij-silikatno staklo u kojem staklena matrica čini većinski udio. Osim stakla, u sastavu klasične glinične keramike nalazi se i mali postotak prirodnih kristala (najčešće leucit) i raznih oksida koji utječu na svojstva same keramike. Udio prirodnih kristala i oksida nije veći od 15% zbog čega su mehanička svojstva najslabija od svih dentalnih keramika sa svojom čvrstoćom između 70 MPa i 90 MPa. S druge strane, zbog većinskog

udjela stakla glinična keramika ima izvrsna estetska svojstva i jedna je od najljepših dentalnih keramika.

Gliničnom keramikom mogu se izrađivati ljuskice, *inleyi* i *onleyi* te se koristi i za slojevanje potpunokeramičkih skeleta. Zbog svoje krhkosti i slabih mehaničkih svojstava zahtijeva adhezivno cementiranje.

Dodavanjem veće količine čestica punila, prvenstveno kristala leucita, i to između 17% i 25%, povećava se koeficijent toplinskog širenja glinične keramike. To omogućuje korištenje i za slojevanje na metalne konstrukcije. Ova keramika najčešće je korištena od svih dentalnih keramika za izradu metal-keramičkih radova.

### **1.3.1.2. Sintetske keramike**

Kako bi se osigurala manja ovisnost o prirodnim materijalima, ali i poboljšala mehanička svojstva prirodne glinične keramike, stvorene su sintetske keramike na bazi stakla. U svojoj osnovi sintetske su staklokeramike slične gliničnoj keramici i bazu čini aluminij-silikatno staklo, ali je udio kristala veći.

Strukturu sintetskih staklokeramika čini staklena matrica u kojem su ravnomjerno raspoređeni kristali različite veličine i u različitom postotku. Staklena matrica osigurava prozirnost i odlična estetska svojstva, a kristalna faza osigurava veću čvrstoću, stabilnost tijekom pečenja i otpornost na lom djelovanjem žvačnih sila (51).

Kristalna faza, odnosno kristali "umjetno" su stvoreni procesima kontrolirane kristalizacije. Veličina i raspodjela kristala određeni su osnovnim sastavom stakla, njegovom obradom i naknadnim djelovanjem temperature. Na ovaj se način dobiva keramika sa "željenim" mehaničkim i estetskim svojstvima homogene strukture, dobrih optičkih svojstva te odgovarajućih karakteristika trošenja i optimalne čvrstoće (13,49,52). Konačna mehanička svojstva sintetskih staklokeramika ovise o količini, veličini i geometriji kristala, distribuciji kristala unutar staklene matrice (homogenosti), usklađenosti koeficijenta toplinskog širenja između staklene matrice i kristalne faze (43,52).

Sintetske keramike na bazi stakla mogu biti:

- keramike na bazi leucita
- litij-disilikatne keramike
- fluorapatitne keramike

#### **1.3.1.2.1. Keramike na bazi leucita**

Keramika na bazi leucita po svome je sastavu vrlo slična gliničnoj keramici te je po sastavu također aluminij-silikatno staklo ( $\text{SiO}_2\text{Al}_2\text{O}_3\text{K}_2\text{O}$ ) u kojemu većinski udio čini staklena matrica, ali s većim udjelom kalij-oksida ( $\text{K}_2\text{O}$ ). Udio staklene matrice manji je nego u gliničnoj keramici i čini oko 55% – 65% masenog udjela, a udio je kristala leucita ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) oko 35% – 45%.

Zbog većeg udjela kristala, leucitna keramika ima puno bolja mehanička svojstva nego glinična keramika. Uz to, staklo ima nešto niži koeficijent toplinskog širenja nego kristali leucita što dovodi do kompresije unutar stakla i dodatnog povećanja čvrstoće. Savojna čvrstoća iznosi oko 160 MPa što je gotovo dvostruko više nego od glinične keramike.

Zahvaljujući velikom udjelu stakla, leucitna keramika ima dobru translucenciju, fluorescenciju i opalescenciju te općenito izvrsna estetska svojstva. Osim toga, kristali leucita imaju sličan indeks refrakcije svjetla kao i staklo što dodatno pridonosi estetici keramike.

Leucitne keramike omogućuju izradu estetskih ljuskica, pojedinačnih krunica na prednjim i stražnjim zubima te *inleya* i *onleya*. Protetske nadomjestke potrebno je adhezivno cementirati.

#### **1.3.1.2.2. Litij-disilikatne keramike**

Litij-disilikatna keramika predstavljena je 1998. godine kao IPS Empress 2. Sastojala se od staklene matrice ispunjene kristalima litij-disilikata mikronske veličine i submikronskih kristala litij-ortofosfata raspršenih između njih (53). Kristali litij-disilikata činili su oko 70% volumena (48,54,55). Empress 2 imao je dobre estetske i mehaničke karakteristike, ali je zbog niske translucencije korišten samo kao temeljni materijal na koji se nanosila keramika za slojevanje. Daljnjim razvojem litij-disilikatne keramike predstavljena je IPS e.max litij-disilikatna keramika (56). Ona ima istu kemijsku bazu kao Empress 2, ali bolja mehanička svojstva i translucenciju zbog drugačijeg postupka pečenja tijekom tvorničke i laboratorijske obrade (53).

IPS e.max litij-disilikatna keramika dostupna je u dva oblika: IPS e.max Press za tehniku vrućeg prešanja izgubljenog voska i IPS e.max CAD za CAD/CAM tehniku glodanja. Za obje tehnike keramika dolazi u obliku tvornički gotovih blokova.

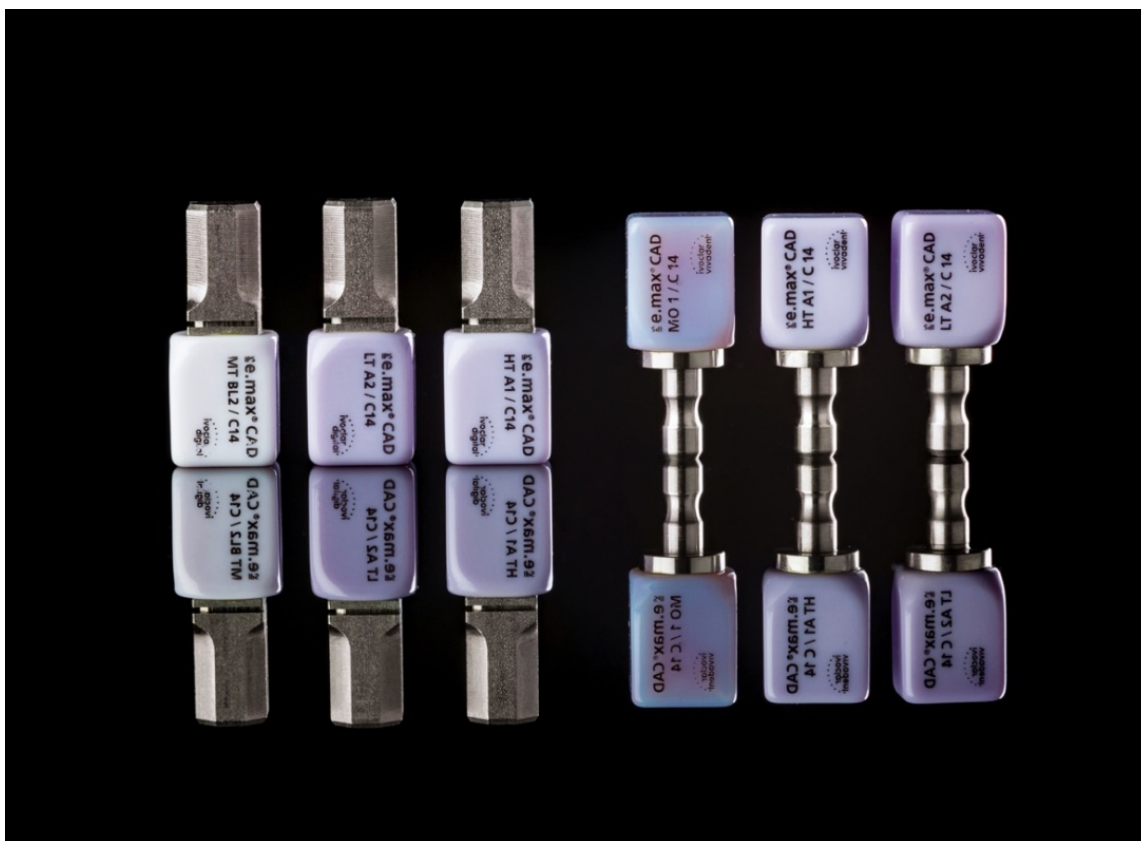
Iako spada u staklokeramičke sustave ojačane kristalima sam proces kristalizacije razlikuje se od staklokeramika u koje se dodaju kristali kao punilo. Proces kristalizacije odvija se djelovanjem temperature prilikom čega dolazi do taloženja i rasta kristala unutar samoga stakla. Taj se proces odvija u dvije ili tri faze ovisno radi li se o IPS e.max Press ili IPS e.max CAD sustavu (12). Bez obzira na sustav, osnovni stakleni blokovi proizvode se na isti način. Staklena baza, koja se sastoji od silicij-oksida, litij-oksida, kalij-oksida, fosfor-oksida, malih količina aluminijskog oksida, cink-oksida, cirkonij-oksida, magnezij-oksida i oksida za boju, tali se i preša u metalni kalup (Tablica 2).

Tablica 2. Sastav IPS e.max litij-disilikatne keramike (57)

SASTOJCI	MASENI UDIO (%)
SiO <sub>2</sub>	57.0 – 80.0
Li <sub>2</sub> O	11.0 – 19.0
K <sub>2</sub> O	0.0 – 13.0
P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	0.0 – 11.0
ZrO <sub>2</sub>	0.0 – 8.0
ZnO	0.0 – 8.0
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0.0 – 5.0
MgO	0.0 – 5.0
Oksidi za boju	0.0 – 8.0

Za IPS e.max CAD sustav takvi stakleni blokovi kristaliziraju se u tri faze. U prvoj fazi staklo se grije na temperaturi od 450°C do 550°C tijekom pet minuta do sat vremena prilikom čega dolazi do stvaranja i taloženja kristala litij-metasilikata (Li<sub>2</sub>SiO<sub>2</sub>). U drugoj fazi stakleni se blok zagrijava na 690°C – 710°C tijekom 10 do 30 minuta što dovodi do rasta kristala litij-metasilikata. Nastali kristali veličine su 0,2 μm – 1 μm i čine 40% volumena (57).

Takvi blokovi plave su boje i imaju savojnu čvrstoću oko 130 MPa (Slika 9).



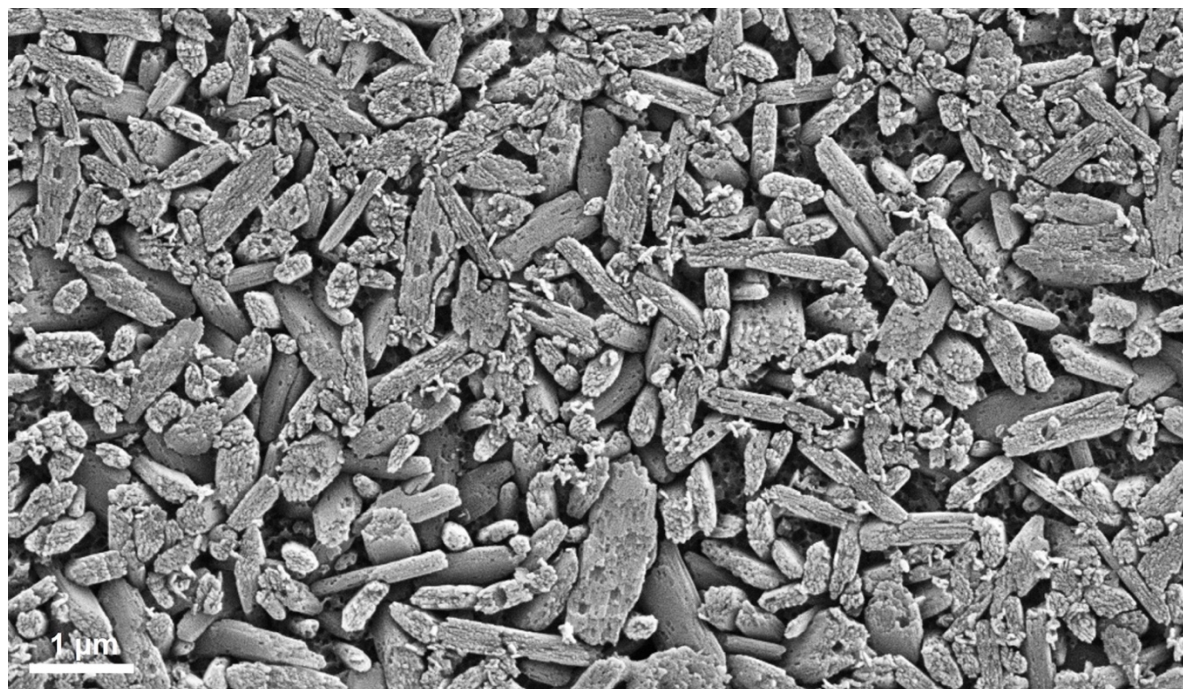
Slika 9. IPS e.max CAD djelomično kristalizirani blokovi (preuzeto uz dopuštenje prof. dr. sc. Marka Jakovca)

Takvi djelomično kristalizirani blokovi glodaju se i izrađuju se nadomjestci (Slika 10).



Slika 10. Djelomično kristalizirana IPS e.max CAD krunica

Zbog nepotpune kristalizacije ovakvi su blokovi mekši i lakše se glodaju te uzrokuju manje trošenje svrdala (57–59). S druge strane, djelomična kristalizacija osigurava dovoljnu čvrstoću materijala da se može glodati. Nakon izrade nadomjestka slijedi završna faza kristalizacije zagrijavanjem na 850°C 20 do 30 minuta prilikom čega se iz kristala litij-metasilikata stvaraju kristali litij-disilikata i dolazi do njihova rasta (60,61). Gotova kristalizirana keramika sastoji se od štapićastih kristala litij-disilikata veličine oko 1,5  $\mu\text{m}$  ravnomjerno raspoređenih i umreženih u staklenoj matrici (Slika 11).



Slika 11. Kristali litij-disilikata (IPS e.max CAD) (preuzeto uz odobrenje Ivoclar Vivadenta)

Osim kristala litij-disilikata stvaraju se i male količine kristala litij-ortofosfata ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) i kristobalita ( $\text{SiO}_2$ ) (43). Kristalni dio čini oko 70% volumnog udjela i osigurava savojnu čvrstoću od oko 360 MPa (Tablica 3) (57,62).

Tablica 3. Mehanička svojstva IPS e.max CAD litij-disilikatne keramike (57)

MEHANIČKA SVOJSTVA	DJELOMIČNO KRISTALIZIRANI	POTPUNI KRISTALIZIRANI
SAVOJNA ČVRSTOĆA	$130 \pm 30$ MPa	$360 \pm 60$ MPa*
ŽILAVOST	$0.9 - 1.25$ MPa m <sup>1/2</sup>	$2.0 - 2.5$ MPa m <sup>1/2</sup>
TVRDOĆA	$5400 \pm 200$ MPa	$5800 \pm 200$ MPa
MODUL ELASTIČNOSTI		$95 \pm 5$ GPa
CTE (100-500 °C)		$10.45 \pm 0.4 \cdot 10^{-6}$ K <sup>-1</sup>
GUSTOĆA		$2.5 \pm 0.1$ g/cm <sup>3</sup>
LINEARNO SKUPLJANJE TIJEKOM PEĆENJA	0.2%	
SAVOJNA ČVRSTOĆA	$100 - 160$ μg/cm <sup>2</sup>	$30 - 50$ μg/cm <sup>2</sup>

\*prema najnovijim podatcima Ivoclar Vivadent navodi vrijednosti savojne čvrstoće do 530 MPa



Prilikom završnog pečenja dolazi do kontrakcije od 0,2% koje je uračunato u CAD sustav i kompenzirano prilikom glodanja nadomjestka (12).

Za razliku od blokova za CAD/CAM sustav koji prolaze tri faze kristalizacije, blokovi za prešanje kristaliziraju se u dvije faze. U prvoj fazi stakleni blokovi zagrijavaju se na 750°C – 850°C tijekom dva sata. Prilikom toga dolazi do taloženja kristala i nastanka kristala litij-disilikata. U drugoj se fazi takvi blokovi tale na 920°C te prešaju. Nakon prešanja dodatno se zadržavaju na istoj temperaturi 5 – 15 minuta što dovodi do završnog rasta kristala litij-disilikata koji su igličastog oblika veličine 3  $\mu\text{m}$  – 6  $\mu\text{m}$  i čine oko 70% volumnog udjela (12,63).

Oba sustava, i Press i CAD, imaju isti sastav i sastoje se od 70% kristala litij-disilikata, ali različite veličine. Zbog istog sastava imaju i iste karakteristike kao što su koeficijent toplinskog širenja ili modul elastičnosti. S druge strane, veći kristali osiguravaju IPS e.max Press keramici nešto bolja mehanička svojstva sa savojnom čvrstoćom od oko 400 MPa.

Osim dobrih mehaničkih i optičkih karakteristika, litij-disilikatna keramika ima i dobre biološke karakteristike koje se očituju u kontaktu s mekim tkivima i reakcijom istih. Interakcija između stanica i površine keramike određena je kemijskim i fizičkim karakteristikama samoga materijala. U kliničkim uvjetima litij-disilikatna keramika pokazuje visoku razinu biokompatibilnosti, ne samo zbog niske retencije plaka nego i zbog adhezije i proliferacije ljudskih epitelnih stanica i gingivnih fibroblasta, osobito kada je njezina površina polirana (17,18). Karakteristike površine, odnosno površinska mikrotopografija, jedne su od najvažnijih čimbenika koji utječu na adheziju i proliferaciju epitelnih stanica (17). Litij-disilikatna keramika pokazuje veću poliranost površine i, sukladno tomu, bolju adheziju i proliferaciju epitelnih stanica u usporedbi s cirkonij-oksидnom keramikom (18). Također, analizirajući koncentraciju indikatora upale u gingivnoj sulkusnoj tekućini u kontaktu s litij-disilikatnom keramikom, u kliničkim uvjetima nisu otkrivene upalne reakcije (19). Koncentracija indikatora upale u sulkusu zuba koji je bio opskrbljen litij-disilikatnom krunicom nije se razlikovala od količine u sulkusu zdravoga zuba (19). Takva tkivna reakcija također je potvrđena podacima kulture tkiva (18). Dobra biokompatibilnost ponajprije se očituje u situacijama kada su rubovi krunice subgingivno smješteni i u kojima litij-disilikatna keramika osigurava prirodan i zdravi izgled gingive te odsutnost upale.

Stupanj translucencije, odnosno opaciteta, kontroliran je mikrostrukturom samoga materijala i indeksom refrakcije svjetla kristala. Na granici kristala i staklenog matriksa dolazi do raspršivanja svjetla što uzrokuje opacitet keramike. Veći kristali i sličniji indeks refrakcije svjetla kristala i staklene matrice dovode do veće translucencije. S druge strane, manji kristali

uzrokuju veću gustoću i veći opacitet. Zbog toga IPS e.max CAD HT blokovi sadrže kristale veličine  $1,5 \mu\text{m} \times 0,8 \mu\text{m}$ , a IPS e.max CAD LT blokovi sadrže manje kristale veličine  $0,8 \mu\text{m} \times 0,2 \mu\text{m}$  (64). Unatoč razlici u veličini kristala, svi blokovi imaju ista mehanička svojstva.

Boja keramike kontrolirana je dodatkom različitih iona u staklenoj matrici. To su vanadij (V) za plavu ili žutu boju, cerij (Ce) za žutu boju i mangan (Mn) za smeđu boju (64). Osim vrste iona, na boju materijala utječe i valencija samoga iona (64). Tako vanadij okružen kristalima litij-metasilikata ima valenciju  $+4$  ( $V^{+4}$ ) što uzrokuje plavu boju blokova za CAD/CAM sustav. Prelaskom kristala litij-metasilikata u litij-disilikat vanadij mijenja valenciju u  $+3$  ( $V^{+3}$ ) i boju u žutu što dovodi do prirodne boje gotovog nadomjestka. Osim izborom boje keramičkog bloka, gotovi radovi mogu se dodatno pigmentirati radi postizanja optimalne boje.

Zbog dobrih mehaničkih svojstava i odlične estetike, osim za izradu potpunokeramičkih konstrukcija na koje se naknadno nanosi keramika za slojevanje, oba sustava, Press i CAD, mogu se koristiti i za izradu potpuno anatomskih, monolitnih restauracija. Osim toga, i blokovi za IPS e.max Press i CAD blokovi industrijski se proizvode na ponovljiv način koji sprječava stvaranje nedostataka mogućih pri ručnom miješanju keramike za slojevanje i dovodi do gustog, visokokvalitetnog materijala bez pora (46,65).

Slojevane IPS e.max krunice izrađuju se od litij-disilikatne bazne konstrukcije na koju se nanosi estetska keramika za slojevanje, ali slabijih mehaničkih svojstava. Tehnika se naziva tehnikom slojevanja. Zbog sličnog koeficijenta toplinskog širenja, za slojevanje litij-disilikatnih baznih konstrukcija koristi se fluorapatitna estetska keramika. Zahvaljujući višeslojnoj tehnici, dobiva se jedinstvena kombinacija opalescencije, svjetline i translucencije koja osigurava vrhunsku estetiku i mogućnost postizanja prirodnog izgleda. Slojevane IPS e.max litij-disilikatne krunice na prednjim i stražnjim zubima pokazuju pouzdanu dugoročnu stopu kliničkog preživljavanja između 94,8% i 100% u vremenskim periodima od 4 do 11 godina (66–70).

S druge strane, monolitna krunica potpuno je anatomska i u potpunosti izrađena od istog materijala. Budući da je cijela krunica izrađena od litij-disilikatne keramike, isključena je upotreba keramike za slojevanje, koja ima slabija mehanička svojstva, čime se minimalizira mogućnost otkrhuća ili raslojavanja. To je potvrđeno u različitim laboratorijskim studijama u kojima je monolitna IPS e.max litij-disilikatna krunica pokazala superiorne rezultate na otpornosti na lom i pouzdanost u usporedbi sa slojevanom IPS e.max litij-disilikatnom krunicom i slojevanom cirkonij-oksidnom potpunokeramičkom krunicom (46,71,72). Ova visoka pouzdanost također je potvrđena u kliničkim studijama gdje su monolitne IPS e.max litij-disilikatne krunice postigle stopu kliničke uspješnosti veću od 96% nakon dvije i četiri godine, i veću od 80% nakon 15 godina (59,62,73–77).

Unatoč dobrim mehaničkim svojstvima i vrijednostima savojne čvrstoće oko 400 MPa litij-disilikatne radove potrebno je adhezivno cementirati. Upotreba neadhezivnih cemenata dovodi do koncentracije sila prilikom žvakanja na granici keramike i cementa što može dovesti do loma baznog skeleta ili monolitne krunice. Prisutnost stakla u sastavu omogućuje jetkanje površine te stvaranje adhezivne veze između cementa i keramike. Na taj način dobiva se jedinstvena cjelina (monoblok) između keramike, cementa i zuba što osigurava raspodjelu sila na cijeli zub i smanjenje mogućnosti pucanja keramike. Osim dobre pripreme površine keramike, zbog translucencije same keramike, prilikom adhezivnog cementiranja mora se voditi računa i o boji cementa. Kompozitni cementi dolaze u različitim nijansama, od translucentnih do opaknih, i upotreba krivoga cementa može dovesti do promjene boje cementiranoga rada. Upravo da bi se to izbjeglo, postoje *try-in* paste koje dolaze u istim nijansama kao i cementi te omogućuju odabir najbolje nijanse cementa i izbjegavanje neželjenih učinaka nakon cemeniranja.

Blokovi za IPS e.max Press dolaze u šest stupnjeva translucencije: HT (jako translucentni), MT (srednje translucentni), LT (slabo translucentni), MO (srednje opakni), HO (jako opakni), I (opalescentni) i Multi (višeslojni), dok blokovi za IPS e.max CAD dolaze u četiri stupnjeva translucencije (HT, MT, LT i MO) (Slika 12).



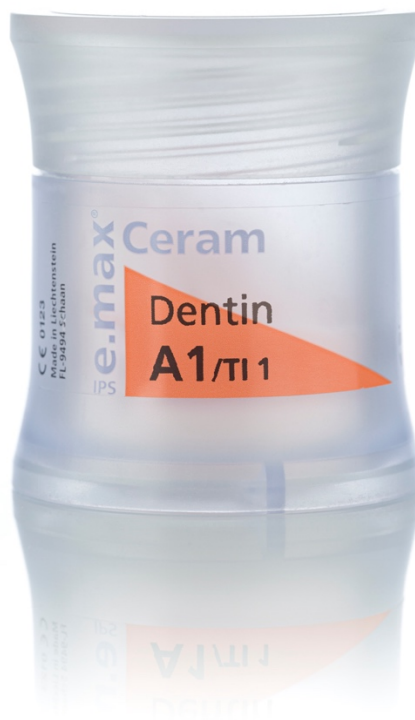
Slika 12. IPS e.max Press blok za prešanje HT (preuzeto uz dopuštenje prof. dr. sc. Marka Jakovca)

Oba su sustava dostupna u širokom rasponu boja, A do D, kao i u Bleach nijansama.

Litij-disilikatnom keramikom mogu se izrađivati *inleyi*, *onleyi*, ljustice, krunice i tročlani mostovi do drugog pretkutnjaka.

### 1.3.1.2.3. Fluorapatitne keramike

Fluorapatitna keramika po sastavu je aluminij-silikatna keramika koja sadrži kristale nano-fluorapatita. Ima nisko talište ( $750^{\circ}\text{C} - 760^{\circ}\text{C}$ ) i namijenjena je fasetiranju litij-disilikatnih i cirkonij-oksidnih baznih konstrukcija. Kristalizacija fluorapatitne keramike odvija se mehanizmom kontrolirane volumne kristalizacije, što rezultira stvaranjem dviju veličina kristala: kristala nano-fluorapatita promjera 100 nm i duljine manje do 300 nm i kristala mikro-fluorapatita promjera 300 nm i duljine  $2\ \mu\text{m} - 5\ \mu\text{m}$  (78,79). Ukupna količina kristala fluorapatita iznosi između 19% i 23% masenog udjela. Količina, odnosno volumni udio, određenog tipa kristala utječe na optička svojstva same keramike pa tako količina mikrokristala utječe na translucenciju, a količina nanokristala utječe na svjetlinu i opalescenciju (12). Prilikom pečenja ne dolazi do promjene morfologije kristala što rezultira konačnom čvrstoćom od 90 MPa. Kao gotov proizvod dolazi u obliku praha, a dostupna je u svim standardnim bojama (Vita A – D) kao i Bleach nijansama (Slika 13).



Slika 13. Prah fluorapatitne keramike (preuzeto uz dopuštenje prof. dr. sc. Marka Jakovca)

### 1.3.1.3. Keramike s dodanim staklom

Keramike s dodanim staklom predstavljaju staklokeramičke sustave koji se proizvode obrnutim postupkom od staklokeramika s dodanim kristalima. Proces proizvodnje naziva se *slip-cast*. Ovi keramički sustavi imaju dobra mehanička, ali slabija estetska svojstva zbog relativno visoke opaknosti te se uglavnom koriste za izradu baznih konstrukcija na koje se nanosi estetska keramika.

Ovom metodom proizvode se tri vrste keramika koje se međusobno razlikuju po sastavu bazne strukture:

- staklom infiltrirana aluminij-oksidna keramika (In Ceram Alumina)
- staklom infiltrirana aluminij-oksidna i magnezij keramika (In Ceram Spinell)
- staklom infiltrirana aluminij-oksidna i cirkonij-oksidna keramika (In Ceram Zirconia)

In Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka) keramički je sustav kod kojeg se prah aluminijevog oksida ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ , alumina) prvo sinterira na vatrostalni bataljak. Čestice aluminijevog oksida međusobno se povezuju stvarajući trodimenzionalnu mrežu. Takav porozni skelet infiltrira se staklom niske viskoznosti koje sadrži lantal. Udio aluminijevog oksida iznosi oko 70% volumnog udjela. Savojna čvrstoća In Ceram Alumina keramike iznosi oko 450 MPa (80). Ovom keramikom moguća je izrada potpunokeramičkih krunica i mostova do tri člana u prednjoj regiji.

In Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka) keramički je sustav vrlo sličan In Ceram Alumina keramici samo što je osnovna mreža u koju se infiltrira staklo sastavljena od sinteriranih čestica magnezija i aluminijevog oksida ( $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ , spinell). Magnezij ima puno bolja estetska svojstva od aluminijevog oksida, a indeks refrakcije kristalne faze puno je bliži onome od stakla. Zbog toga In Ceram Spinell ima dvostruko bolju translucenciju od In Ceram Alumine, ali slabija mehanička svojstva, sa savojnom čvrstoćom od oko 350 MPa (49). Kao i In Ceram Alumina i In Ceram Spinell dolazi u obliku gotovih tvorničkih blokova. Kliničke indikacije slične su indikacijama za In Ceram Alumina keramiku.

In Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka) također predstavlja modifikaciju osnovnog sustava u kojem se česticama aluminijevog oksida dodaje djelomično stabilizirani cirkonijev dioksid. Kristalna se faza sastoji od dvije trećine aluminij-oksida i jedne trećine cirkonij-oksida ( $12\text{Ce-TZP-Al}_2\text{O}_3$ ) s ukupnim udjelom kristalne faze od 80%. Dodatak cirkonij-oksida omogućuje bolja mehanička svojstva, sa savojnom čvrstoćom od oko 700 MPa, ali i slabiju translucenciju i najlošija estetska svojstva od sva tri sustava. Zbog boljih mehaničkih svojstava, ovaj je sustav moguće koristiti i za izradu tročlanih mostova i u molarnoj regiji (81).

Razvojem novijih keramičkih sustava, prvenstveno litij-disilikatne keramike i cirkonij-oksidne keramike staklom infiltrirane keramike sve se manje koriste u praksi.

### 1.3.2. Polikristalne keramike

Polikristalne keramike predstavljaju keramičke sustave koji se sastoje isključivo od kristalne strukture i u svome sastavu nemaju stakla. Polikristalne keramike dodatno se dijele na:

- aluminij-oksidge keramike
- cirkonij-oksidge keramike
- cirkonij-oksidge ojačane aluminij-oksidge keramike
- aluminij-oksidge ojačane cirkonij-oksidge keramike

Aluminij-oksidge keramika keramički je sustav koji se sastoji od praha aluminijevog oksidge visoke čistoće. U svome sastavu nema stakla, a udio aluminijevog oksidge iznosi 99,9%. Gusta kristalna struktura omogućuje dobra mehanička svojstva ovoga materijala sa savojnom čvrstoćom od 600 MPa (82,83). To omogućuje korištenje kao zamjenu za metal i izradu čvrstih potpunokeramičkih konstrukcija. Zbog visokog udjela kristala i odsutnosti stakla estetika je ograničavajuća te se aluminij-oksidge keramika koristi za izradu osnovnih bezmetalnih konstrukcija na koje se nanosi estetska keramika. Relativna osjetljivost na puknuće skeleta kao i razvoj novih keramičkih sustava s boljim mehaničkim svojstvima, prvenstveno cirkonij-oksidge keramike, doveli su do sve rjeđe upotrebe u suvremenoj dentalnoj medicini (84,85).

Cirkonij-oksidge keramika predstavlja keramički sustav koji se sastoji od kristala cirkonij-dioksidge i u svome sastavu nema stakla. Cirkonij-oksidge keramika dolazi u obliku tvornički presinteriranih blokova ili diskova kredaste konzistencije i obrađuje se isključivo pomoću CAD/CAM sustava. Nakon izrade nadomjestka isti je potrebno sinterirati na temperaturi između 1450°C i 1600°C u vremenu od jednog sata do deset sati. Prilikom sinteriranja dolazi do kontrakcije materijala od 20% – 25% što se unaprijed uračuna prilikom glodanja. Osim jednoboynih blokova, dolazi i u obliku višeboynih (*multicolor*) blokova koji su različito pigmentirani od vrha prema dnu. Zadnjih nekoliko godina postoje i višeslojni blokovi (*multilayer*) koji u različitim dijelovima bloka ili diska imaju različiti postotak kubne faze, što omogućuje dobivanje monolitnih radova s transparentnim incizalnim dijelom i opaktnim cervikalnim.

Cirkonij-oksidge keramika ima najbolja mehanička svojstva u usporedbi sa svim drugim keramikama koje se koriste u stomatologiji. Osim toga, njezina mehanička svojstva slična su onima neplememitih legura koje se koriste za metal-keramičke restauracije. Indicirana je za gotovo sve vrste fiksnih protetskih radova, uključujući i stražnje mostove velikih raspona.

Cirkonij-oksidge ojačane aluminij-oksidge keramike i aluminij-oksidge ojačane cirkonij-oksidge keramike predstavljaju modifikacije osnovnih materijala (aluminij-oksidge i cirkonij-oksidge keramike) radi dobivanja boljih mehaničkih svojstava. Postotak cirkonijevog dioksidge

u aluminij-oksidnoj keramici kao i postotak aluminij-oksida u cirkonij-oksidnoj keramici nije fiksno određen i može se mijenjati te prilagođavati proizvođačevim zahtjevima. Unatoč određenim prednostima u odnosu na osnovne materijale, ove se vrste keramika rijetko koriste u suvremenoj dentalnoj medicini.

### 1.3.3. Keramike na bazi smole

Keramike na bazi smole predstavljaju najnovije keramičke sustave koji se sastoje od organske matrice s većinskim udjelom čestica keramike kao punila. Kako u svome sastavu imaju organskog sadržaja, prema klasičnoj definiciji keramike kao „nemetalnog anorganskog materijala“, ova vrsta materijala ne bi bila definirana kao keramika. Novom verzijom klasifikacije Američke dentalne asocijacije (ADA) mijenja se prijašnja definicija te se danas keramika definira kao „prešani, pečeni, polirani ili glodani materijal koji većinski sadrži anorganske vatrostatne sastojke, uključujući porculan, staklo, keramiku i staklokeramiku“ (50). Kako smolaste keramike sadrže više od 50% masenog udjela anorganskih komponenti, jasno je kako se ovi materijali klasificiraju kao keramika te stoga i moraju biti uključeni u nove podjele keramičkih sustava.

Mehanička svojstva ovih materijala razlikuju se ovisno o njihovoj mikrostrukturi i vrsti punila. Zbog organskog sadržaja u smolastoj matrici, ublažavanje žvačnih sila je bolje što omogućava visoku savojnu čvrstoću ovih keramika (86–89). Osim toga, glodanje ovakvih blokova je brže i uzrokuje manje trošenje svrdala, a nakon izrade nadomjestaka nema potrebe za dodatnim sinteriranjem ili kristalizacijom. Zbog manjeg udjela anorganskog sastava smolaste keramike imaju nižu površinsku tvrdoću i otpornost na lom u usporedbi s ostalim keramikama (90). Također, završni sjaj i glatkoću površine moguće je ostvariti poliranjem, te uzrokuju manje trošenje zuba antagonista.

Na temelju anorganskog sadržaja keramike na bazi smole dijele se na:

- smolastu nanokeramiku
- staklokeramiku u smolom isprepletenom matriksu
- keramiku s cirkonij-oksidnim i silicij-oksidnim česticama u smolom isprepletenom matriksu



Smolaste keramike dolaze isključivo kao gotovi tvornički materijali namijenjeni za CAD/CAM sustave. Indicirane su za izradu *inleya*, *onleya* krunica i ljuskica.

#### **1.4. Klinička trajnost i postendodonska opskrba liječenih zubi**

Iako endodonska terapija prvenstveno uključuje čišćenje i punjenje korijenskih kanala, sam proces liječenja zuba ne bi trebao uključivati samo navedeno. Postendodonska opskrba zuba jednako je važna kao i samo liječenje te se stoga endodonsku i postendodonsku terapiju ne smije gledati kao zasebne procese već kao jedinstvenu terapiju. I najbolja endodonska terapija završit će gubitkom zuba ako se ne napravi adekvatna postendodonska opskrba zuba. Klinički uspjeh endodonske terapije dvostruko je veći kod zubi s adekvatnom postendodonskom opskrbom nego kod liječenih zubi bez adekvatne postendodonske terapije (91). Postendodonska terapija najčešće uključuje postavljanje ispuna, kompozitnog ili amalgamskog, što kratkoročno i u određenim kliničkim situacijama predstavlja dobar izbor terapije, ali najčešće ne predstavlja i najbolju terapiju liječenoga zuba.

Endodontski tretman zahtijeva uklanjanje tvrde zubne strukture bez obzira radi li se o zubu s prethodnim karijesom, frakturom ili intaktnome zubu kojeg je zbog pulpitisa potrebno trepanirati. To dovodi do gubitka tvrdoga zubnoga tkiva i posljedično utječe na čvrstoću i kliničku trajnost liječenoga zuba. Količina preostale strukture zuba ima glavnu ulogu u strukturnom integritetu i dugoročnom kliničkom preživljavanju endodontski liječenih zubi (1,92,93).

Endodontski liječeni zubi podložniji su lomovima od vitalnih. Gubitak vitaliteta dovodi do promjena biomehaničkih karakteristika dentina. Gubitkom pulpe dolazi do smanjenja udjela vlage unutar dentina (dehidracije dentinskog matriksa i dentinskih tubulusa) i smanjenja viskoelastičnih svojstava endodontski liječenoga zuba (94–96). Osim toga, dolazi do promjene u veličini i organizaciji kolagenih vlakana unutar dentinskog matriksa što uzrokuje povećanje krutosti, čime liječeni zubi postaju krhkiji (97). Suprotno tomu, prethodna istraživanja pokazala su da nema značajne razlike u postotku vlage između vitalnih i nevitalnih zubi (98). Različiti rezultati provedenih istraživanja vjerojatno su posljedica razlika u metodologiji istraživanja, ponajprije načinu pripreme i čuvanju uzoraka (99).

Osim količine vlage unutar dentinskog matriksa, druga biomehanička svojstva zubi bez pulpe kao što su smična čvrstoća, žilavost, tvrdoća i opterećenje do loma, značajno se ne razlikuju od svojstava vitalnih zubi (100).

Najveći utjecaj na čvrstoću zuba ima gubitak tvrde zubne strukture. Kao rezultat toga, otklon kvržica povećan je, osobito kod stražnjih zubi koji su uglavnom podložni vertikalnim silama. Okluzalna preparacija uzrokuje 20% gubitka krutosti, dok MOD preparacija uzrokuje čak i više od 60% gubitka krutosti tvrdog zubnog tkiva (3,101,102). Istraživanje koje je mjerilo silu potrebnu da uzrokuje puknuće zuba pokazalo je da kod vitalnih zubi opterećenje od 341 kg dovodi do frakture zuba, kod zubi s trepanacijskim otvorom 226 kg, kod zubi s MOD preparacijom 222 kg, a kod zubi s MOD preparacijom i trepanacijskim otvorom samo 122 kg (103). Drugo istraživanje, koje je mjerilo količinu preostalog tvrdog zubnog tkiva i kliničku trajnost liječenih zubi, pokazalo je da je postotak ekstrahiranih zubi koji su imali manje od 30% tvrdoga zubnog tkiva tri puta veći nego kod zubi koji su imali više od 30% preostalog zubnog tkiva (104). Sve to govori o važnosti količine preostalog zubnog tkiva za kliničku trajnost liječenoga zuba. Osim količine preostalog zubnog tkiva na kliničku trajnost utječu i drugi čimbenici kao visina preostalog zuba iznad gingive (ferrule) ili postojanost aproksimalnih kontakata. Uz to, uklanjanje pulpe uzrokuje smanjenje mehanizma senzorne povratne sprege. Sila koja je potrebna za proprioceptorni odgovor kod liječenih zubi 2,5 puta veća je nego kod vitalnih zubi (91,105). To može dovesti do većih sila tijekom žvakanja na već strukturno oslabljenim zubima i posljedično veće vjerojatnosti dolaska do frakture ili neke druge komplikacije (106). Svi ovi razlozi idu u prilog potrebi za adekvatnom postendodontskom opskrbom kako bi se zaštitili zubi bez pulpe (107).

Postendodontska terapija uključuje opskrbu zuba ispunom (kompozitni, amalgamski, staklenoionomerni), *inleyom*, *onleyom* ili krunicom. Terapija ispunom najčešći je izbor, prvenstveno zbog praktičnosti, brzine ili cijene, ali uglavnom ne i najbolji. Osim u rijetkim situacijama u kojima postoji mali trepanacijski otvor i sačuvana je velika količina tvrdoga zubnoga tkiva, opskrba liječenoga zuba krunicom predstavlja najbolji izbor terapije.

Opskrba zuba krunicom povećava kliničko preživljavanje endodontski liječenih zubi (108). To je dokazano u mnogim kliničkim studijama gdje su liječeni zubi opskrbljeni krunicom pokazali bolji petogodišnji i desetogodišnji klinički uspjeh od zubi opskrbljenih ispunom. Također, dokazano je da endodontski liječeni zubi opskrbljeni krunicom imaju sličan rizik kliničkog neuspjeha kao i oni vitalni (2,91,109–112). Osim samo pokrivanja kvržice, dobar dizajn okluzalnog dijela krunice vrlo je važan kako bi se osigurala aksijalna distribucija sila i smanjila količina i utjecaj neaksijalnih sila (113). Budući da preostala količina zuba igra glavnu ulogu u strukturnom integritetu i kliničkom preživljavanju liječenih zubi, dovoljna struktura zuba isključuje potrebu za postavljanjem kolčića (91,111,114,115).

Poboljšanja u adhezijskim sustavima dovela su do dobrih kratkoročnih rezultata u restauraciji endodontski liječenih zubi kompozitnim materijalima, pogotovo ako je preparacija kaviteta za endodontsku terapiju mala te je preostalo dovoljno tvrdog zubnog tkiva (116). Budući da se adhezijska veza s vremenom smanjuje, pogotovo na dentinu, dugotrajna potpora i zaštita su upitni.

S druge strane, razvoj keramičkih materijala i sve veća upotreba monolitnih restauracija doveli su do smanjenja brušenja zuba u usporedbi s metal-keramičkom ili klasičnom slojevanom potpunokeramičkom krunicom, ostavljajući više tvrdog zubnog tkiva što bi dodatno trebalo povećati kliničku trajnost liječenih zubi.

### **1.5. Priprema zuba za opskrbu krunicom**

Preparacija zuba za fiksni nadomjestak predstavlja klinički postupak u kojemu se zubi preoblikuju brušenjem kako bi postali nosačima protetskog rada te kako bi se osiguralo dovoljno prostora za materijal od kojeg se izrađuje. Sukladno tomu, preparaciju zuba treba prilagoditi vrsti samoga rada i materijalu od kojeg se izrađuje. Samu preparaciju zuba možemo podijeliti na retencijsku i adhezivnu. Kod retencijskih preparacija važno je poštivati određena pravila kutova konvergencije aproksimalnih stijenki kako bi se osiguralo da protetski rad samostalno stoji na izbrušenome zubu i da oblik preparacije pomaže cementu u fiksaciji protetskoga rada. Izbrušeni zub za retentivnu restauraciju najširi je u cervikalnome dijelu, a uži u incizalno/okluzalnome dijelu. Kut konvergencije aproksimalnih stijenki trebao bi biti oko  $6^{\circ}$  do  $10^{\circ}$  (81). Sami kut konvergencije ovisi i o visini izbrušenoga zuba. Niži zubi zahtijevaju manji kut, a kod viših zubi kut konvergencije treba povećati (81). Također, trebalo bi imati i minimalnu visinu izbrušenoga zuba, kako bi se osigurala retencija, koja bi trebala biti barem 4 mm (81). Retencijska preparacija potrebna je kada se za izradu protetskog rada koriste materijali koji ne mogu ostvariti kemijsku (adhezivnu) vezu s cementom. To su ponajprije radovi na bazi plemenitih i neplemenitih legura, kao i keramike koje u svome sastavu nemaju stakla i ne omogućuju jetkanje površine i postizanje mikromehaničke veze (polikristalne keramike).

S druge strane, adhezivne preparacije ne zahtijevaju tako stroga pravila kao retencijske, ponajprije jer se “držanje“ nadomjestka za zub ne ostvaruje samo oblikom izbrušenoga zuba nego i kemijskom vezom između cementa i zuba te cementa i protetskoga rada. Za postizanje dobre adhezije najvažnija je zubna caklina. Adheziju je moguće postići i s dentinom, ali zbog

većeg udjela organskog sadržaja kao i veće elastičnosti od cakline, sveza s dentinom brže popušta i s vremenom se smanjuje što može dovesti do odcementiranja krunice. Zbog male količine preostale cakline ili nedostatka cakline u potpunosti nakon brušenja, zubi za krunice uglavnom se bruse prema retencijskim smjernicama (81). Ipak, u određenim situacijama kada je zbog položaja zuba određene stijenke potrebno minimalno brusiti moguće je i kod preparacija za krunice ostvariti barem djelomičnu adheziju s caklinom.

Što se tiče izbora materijala, kod retencijske preparacije može se koristiti bilo koji materijal za izradu protetskoga rada. Ako se radi o adhezivnoj preparaciji onda se mora voditi računa da materijal koji se koristi za izradu rada u svome sastavu sadržava staklo, odnosno silicij-oksidi ( $\text{SiO}_2$ ), kako bi se mogla ostvariti kemijska veza cementa i keramike.

Kako endodontski liječeni zubi već imaju narušen strukturni integritet zbog preparacije kaviteta za endodontsku terapiju, karijesa, fraktura ili prethodnih restauracija poželjno je da svaka daljnja preparacija očuva što više preostalog zubnog tkiva. S tog gledišta, najprihvatljiviji izbor bila bi potpunometalna krunica jer zahtijeva okluzalnu redukciju od 1 mm i zakošeni gingivalni rub uz minimalnu aksijalnu redukciju. Međutim, danas su takve fiksne restauracije estetski neprihvatljive. Metal-keramička krunica može pružiti dobar estetski izgled, ali zahtijeva mnogo više uklanjanja tvrdoga zubnog tkiva jer treba osigurati prostor za metalnu konstrukciju i keramiku za slojevanje. Okluzalna redukcija od 1,5 mm – 2 mm i aksijalna redukcija od 1,2 mm – 1,5 mm potrebne su da bi se dobila dobra estetika. Konvencionalna potpunokeramička krunica zahtijeva sličnu redukciju zuba kao i metal-keramička krunica s dodatkom 0,8 mm – 1 mm cervikalne stepenice. Ovakvom preparacijom uklanja se većina tvrdog zubnog tkiva ostavljajući strukturno oslabljeni zub s preostalom debljinom dentina manjom od 1,5 mm (117). Unatoč tako velikoj redukciji zubnog tkiva, nije neuobičajeno da su zubi čak i više preparirani nego što je potrebno, što dodatno ugrožava strukturni integritet (118). Postoje dva razloga zašto je potrebna tako velika preparacija. Prvo, to je potreba za osiguravanjem dovoljno prostora keramičkom materijalu kako bi se osigurala otpornost na lom i funkcijska trajnost. Ako je potpunokeramička krunica izrađena od čvrstog materijala za skelet, tada je, kao i kod metal-keramičke krunice, potrebno dovoljno prostora za slojevanje estetske keramike, a ako je krunica u potpunosti izrađena od estetske, ali slabije keramike, potrebna je dovoljna debljina kako bi se osigurala dovoljna čvrstoća materijala. Drugi je razlog estetski. Potrebna je dovoljna debljina keramike kako bi se postigli estetski rezultati koji se očekuju od potpunokeramičkih restauracija.

Razvoj keramičkih materijala i adhezivnih sustava doveo je do modifikacija ovih principa uz smanjenje količine brušenja i pomicanja trenda prema očuvanju što više tvrdog zubnog tkiva,

odnosno konceptu minimalno invazivnog brušenja. Sve veći zahtjevi za potpunokeramičkim restauracijama i vrhunskom estetikom također su doveli do razvoja novih keramičkih sustava koji omogućuju da potpunokeramičke restauracije budu u cijelosti izrađene od čvrstog materijala (monolitne) bez ugrožavanja estetike. Takvi materijali dozvoljavaju manje brušenje što je posebno važno kod već strukturno ugroženih zubi. Osim toga, monolitne restauracije isključuju mogućnost otkrhnuća slojevane keramike što je jedna od najčešćih komplikacija klasičnih potpunokeramičkih krunica. Monolitne krunice moguće je izrađivati od gotovo svih keramičkih materijala, ali zbog dobrih mehaničkih i estetskih svojstava najčešće se izrađuju od litij-disilikatne ili cirkonij-oksidge keramike. Ako se koristi cirkonij-oksidge keramika, poželjno je koristiti translucetniji cirkonij-dioksidge jer zbog opaktnosti klasičnog cirkonij-dioksidge nije moguće dobiti zadovoljavajuću estetiku krunice. S druge strane, litij-disilikatna keramika ima bolja estetska svojstva te dovoljno dobra mehanička svojstva za izradu tankih krunica. Također, mogućnost postizanja adhezivne veze dodatno učvršćuje litij-disilikatnu keramiku stvarajući monoblok između zuba i krunice što pridonosi boljoj raspodjeli sila i dužoj kliničkoj trajnosti takvoga rada.

### **1.6. Procjena kliničke trajnosti i estetike fiksnoprotetskog nadomjestka**

Tijekom godina predloženo je mnogo različitih kriterija za ocjenjivanje i vrednovanje kliničkog uspjeha fiksnih protetskih nadomjestaka. Među prvima bili su kriteriji Kalifornijske dentalne asocijacije (California Dental Association – CDA) i Službe za javno zdravstvo Sjedinjenih Država (United States Public Health Service – USPHS) (119,120). Prvi procjenjuju tri karakteristike restauracije: površinsku karakteristiku i boju, anatomske oblike te rubni integritet. Za vrednovanje se koristi ljestvica s četirima točkama, od kojih dvije predstavljaju ocjene "zadovoljavajuće", a dvije "neprihvatljivo". USPHS kriteriji procjenjuju pet karakteristika restauracije: podudarnost boje, marginalnu diskoloraciju, anatomske oblike, rubni dosjed i karijes te ocjenjuju četirima ocjenama: Alpha, Bravo, Charlie i Delta. Kriteriji su kasnije neznatno modificirani od strane različitih autora, a dodani su i dodatni kriteriji za procjenu (121). Promjena početnih kriterija dovela je do dodavanja novih kategorija za ocjenjivanje restauracija. Time je omogućena prilagodba specifičnim potrebama studija te izbor kriterija koji su za njega važni. Također, do danas su USPHS kriteriji jedni od najčešće korištenih za ocjenjivanje kliničkih karakteristika fiksnih nadomjestaka. Godine 2007. FDI je odobrio nove kliničke kriterije (122). Restauracije se procjenjuju na temelju estetskih, funkcionalnih i

bioloških parametara. Svaka od navedenih kategorija dalje je podijeljena u dodatne kriterije, svaki izražen s pet bodova. Ocjenjivanje fiksnih nadomjestaka pomoću ovih kriterija trebao bi izvesti kliničar obučen za procjenu svake kategorije. Osim ovih kriterija ocjenjivanja, drugi su autori predstavili vlastite kriterije, poput Heintzea i Roussona čiji kriteriji ocjenjuju površinsko otkrhuće u tri kategorije, ali nisu navedeni kriteriji za određivanje veličine otkrhuća (123,124).

Za razliku od kliničkih stanja koje procjenjuje dobro obučen kliničar i kategorizira u unaprijed definirane kategorije, zadovoljstvo pacijenata izgledom restauracije predstavlja subjektivni dojam i puno ga je teže točno izmjeriti. Jedna od mogućnosti korištenje je vizualne analogne skale – Visual Analog Scale (VAS). Pacijentu se daje upitnik s ravnom linijom koja ima dva kraja, pozitivan i negativan. Križanjem linije na određenoj udaljenosti od negativnog ili pozitivnog kraja, pacijent izražava svoju razinu zadovoljstva. Obično se koristi ravna crta od 100 mm, a brojčana vrijednost zadovoljstva pacijenta može se ocijeniti mjerenjem udaljenosti na kojoj je pacijent prekrizio crtu. Vizualna analogna skala jedan je od najčešće korištenih upitnika za ocjenjivanje subjektivnog dojma.

## **2. HIPOTEZE I CILJEVI**

## **2.1. Ciljevi istraživanja**

Cilj je ovoga istraživanja saznati može li monolitna IPS e.max CAD krunica smanjene debljine stijenke imati usporedivu kliničku trajnost kao klasična slojevana IPS e.max CAD krunica. Osim kliničke trajnosti, cilj je i istražiti može li se s monolitnom IPS e.max CAD krunicom postići zadovoljavajuća estetika iz pacijentove perspektive u odnosu na slojevanu IPS e.max CAD krunicu te postoji li razlika u percepciji estetike krunice, odnosno estetskom zadovoljstvu krunicom, pacijenta i specijalista dentalne protetike.

## **2.2. Hipoteze**

Nul hipoteza:

Ne postoji značajna razlika u estetici i kliničkoj trajnosti monolitne IPS e.max CAD litij-disilikatne krunice stanjene debljine stijenke i slojevane IPS e.max CAD litij-disilikatne pojedinačne krunice.

Alternativna hipoteza:

Postoji značajna razlika u estetici i kliničkoj trajnosti monolitne IPS e.max CAD litij-disilikatne krunice stanjene debljine stijenke i slojevane IPS e.max CAD litij-disilikatne pojedinačne krunice.



### **3. MATERIJALI I POSTUPCI**

Kliničkim istraživanjem testirana je IPS e.max litij-disilikatna keramika izrađena dvjema različitim tehnikama. Klasična slojevana potpunokeramička krunica s IPS e.max litij-disilikatnom jezgrom bila je uspoređena s monolitnom IPS e.max litij-disilikatnom krunicom debljine stijenke manje od proizvođačeve preporuke. Za izradu jezgre slojevane krunice korišten je IPS e.max CAD keramički sustav, a za slojevanje korištena je IPS e.max Ceram fluorapatitna keramika. Za izradu monolitnih krunica korišten je IPS e.max CAD keramički sustav.

Etički odbor Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu odobrio je istraživanje. Istraživanje je bilo dvostruko slijepo s raspodjelom sudionika u dvije paralelne grupe. Podjednaki broj muških i ženskih sudionika bio je raspoređen u kontrolnu i interventnu grupu. Razlog tomu je što žene više pažnje pridaju estetici, a muškarci imaju veće žvačne sile te bi drugačija raspodjela mogla utjecati na dobivene rezultate. Dob pacijenata određena je između 18 i 65 godina. Pacijenti sa znakovima parafunkcija nisu bili uključeni u istraživanje pa samim time ni prisutnost parafunkcija nije utjecala na rezultate istraživanja. Mjerenje jakosti žvačnih sila nije provedeno, niti posebno njihov utjecaj na trajnost nadomjestka.

Broj pacijenata koji su sudjelovali u istraživanju bio je 52, 26 pacijenata u svakoj grupi. U ukupni broj sudionika uračunata su i moguća odustajanja (20% više pacijenata) tako da eventualna odustajanja ili isključenja iz studije ne utječu na dobivene rezultate.

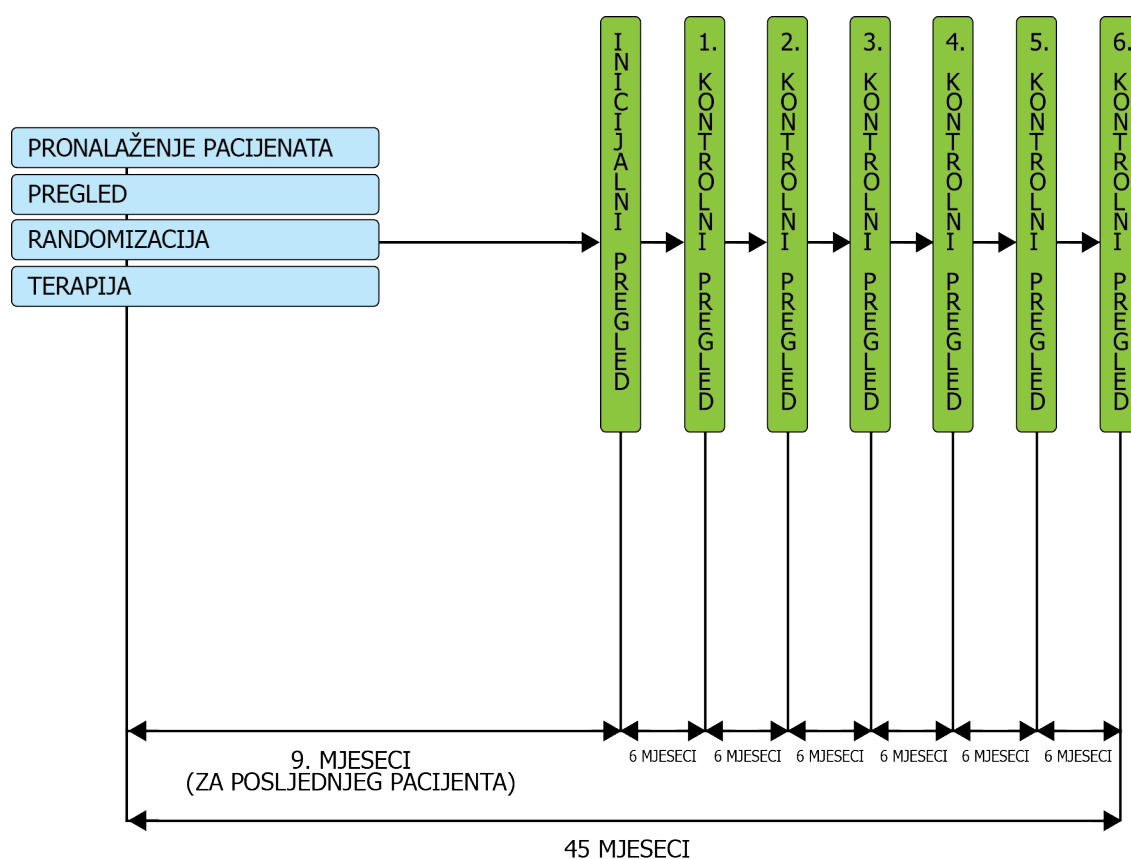
Broj sudionika izračunat je na temelju sljedećih parametara:

- prosječna trogodišnja klinička trajnost slojevanih IPS e.max litij-disilikatnih krunica
- minimalni prihvatljivi postotak kliničke različitosti koji ne utječe na smanjenje kliničke trajnosti krunice – standardna devijacija koja iznosi 2
- značajnost je 5%
- varijabilnost je istraživanja 95%
- snaga je istraživanja 90%

Svaki pacijent bio je opskrbljen samo jednom krunicom. Ako je pacijent imao više od jednog zuba koji zadovoljava kriterije za krunicu, doktor je izabrao zub koji više odgovara kriterijima izbora. Na taj način uklonjena je mogućnost pacijentova uspoređivanja izgleda dviju ili više krunica i ocjenjivanja estetike na temelju drugih krunica. Pacijenti za istraživanje bili su

izabrani između pacijenata privatne ordinacije dentalne medicine u Bjelovaru i privatne poliklinike dentalne medicine u Zagrebu, Hrvatska.

Istraživanje je ukupno trajalo 45 mjeseci, od kojih je ispitivanje kliničke trajnosti krunica trajalo 36 mjeseci (s redovitim kontrolama svakih šest mjeseci), a devet mjeseci bio je period za pronalaženje pacijenata, pregled, randomizaciju i terapiju. Pacijenti su bili uključeni u terapiju čim su zadovoljili prihvatljive kriterije, a ne kad su se skupili svi pacijenti koji su sudjelovali u istraživanju (Slika 14).



Slika 14. Vremenski tijek istraživanja

Osoblje uključeno u istraživanje bili su doktor dentalne medicine koji je obavio cijeli klinički dio istraživanja, nezavisni doktor dentalne medicine koji je obavio pregled i ocjenjivanje krunica prema USPHS kriterijima, specijalist stomatološke protetike koji je ocijenio estetiku

krunica, tehničar koji je izradio sve krunice te statističar. Osim navedenog osoblja i pacijenti su ocijenjivali zadovoljstvo dobivenim krunicama pomoću vizualne analogne skale.

Statističar je proveo randomizaciju pacijenata po grupama koristeći kompjuterski softver. Svima pacijentima bio je dodijeljen identifikacijski broj kako bi se osigurala anonimna raspodjela. Identitet pacijenata bio je poznat samo doktoru koji je obavio cijeli klinički dio istraživanja.

### **3.1. Kriteriji za sudjelovanje u istraživanju**

Sudionici ispitivanja izabrani su na temelju sljedećih kriterija.

Kriteriji za uključivanje u istraživanje:

- muškarci i žene s endodontski liječenim premolarom ili molarom
- starost između 18 i 65 godina
- uspješan endodontski tretman procijenjen RTG snimkom nakon tretmana
- dovoljno preostalog zuba (minimalno polovica visine zuba); ako je preostali dio zuba manji, zub je bio opskrbljen kompozitnom nadogradnjom i nadograđen kompozitom
- prisutnost zuba antagonista (postojanost okluzalnog kontakta nakon postavljanja krunice)
- dobra oralna higijena i odsutnost karijesa na izabranom zubu
- pacijentova mogućnost dolaska na kontrole prema unaprijed dogovorenem rasporedu

Kriteriji za isključenje iz istraživanja:

- zub je restauriran amalgamskim ispunom; u tome slučaju ispun je bio zamijenjen kompozitnim
- prethodna indirektna restauracija na izabranom zubu
- bol ili bilo koja druga nelagoda na izabranom zubu
- generalizirani nekontrolirani parodontitis
- akutni gingivitis oko izabranog zuba
- dubina sulkusa više od 3,5 mm

- stupanj 2 pomičnosti zuba ili više
- izložena furkacija na izabranom zubu
- znakovi parafunkcija

Kriteriji koji su doveli do povlačenja iz istraživanja:

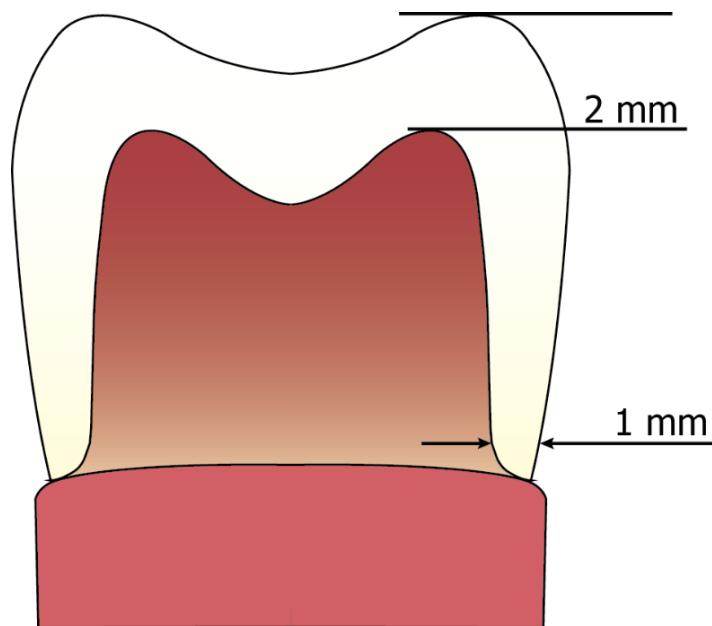
- gubitak zuba antagonista i okluzalnog kontakta tijekom istraživanja
- prisutnost nekontroliranog parodontitisa u tretiranom kvadrantu s 2. stupnjem pomičnosti zuba ili više
- potreba za ponovljenom endodontskom terapijom
- pacijentovo nezadovoljstvo estetikom krunice nakon završne probe
- pojava boli, neugode ili akutnog periapikalnog procesa na izabranom zubu nakon zadovoljavanja prihvatljivih kriterija

### **3.2. Klinički tijek istraživanja**

Izbor pacijenata, klinički pregled i cijelu terapiju obavio je isti doktor dentalne medicine. Poslije inicijalnog pregleda, pacijenti koji su zadovoljili zadane kriterije bili su zamoljeni za sudjelovanje u istraživanju. Pacijentima su bili objašnjeni detalji istraživanja te su dobili obrazac za dobrovoljni pristanak. Također im je bilo objašnjeno da je sudjelovanje u istraživanju u potpunosti dobrovoljno i da u svakome trenutku mogu odustati bez ikakvih posljedica. Pacijenti su imali tjedan dana za odlučiti žele li sudjelovati u istraživanju. Nakon potpisivanja obrasca, bili su raspodijeljeni u interventnu i kontrolnu grupu.

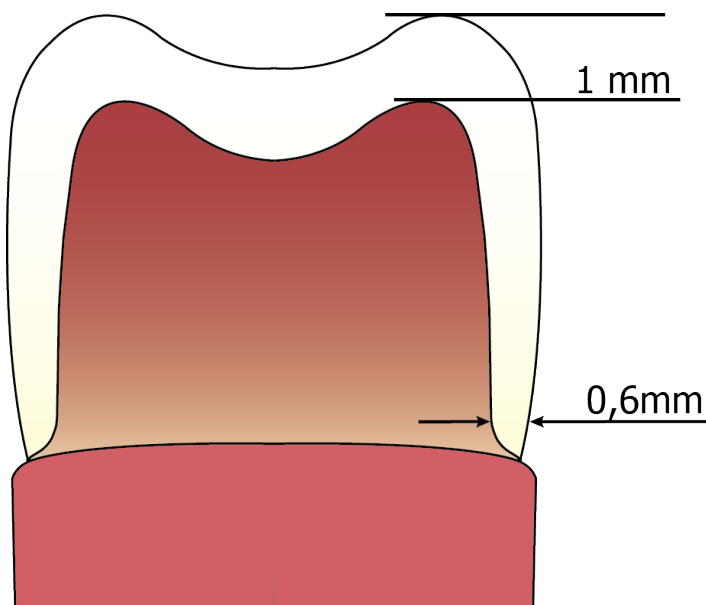
Prije brušenja uzeta su dva silikonska otiska. Jedan je korišten za izradu silikonskog ključa za kontrolu količine brušenoga zuba, a drugi za izradu privremene krunice. Preparacija zuba za slojevane krunice bila je u skladu s proizvođačevom preporukom (Slika 15):

- 2 mm okluzalna redukcija
- zaobljena stepenica od 1 mm
- kut konvergencije aproksimalnih stijenki oko 10°
- završetak preparacije u razini gingive ili supragingivno
- svi rubovi zaobljeni



Slika 15. Preparacija zuba za slojevanu krunicu

Minimalna debljina preparacije za monolitnu IPS e.max CAD krunicu koju preporuča proizvođač iznosi 1,5 mm okluzalno sa zaobljenom stepenicom od 1 mm, a preparacija za ispitivane krunice bila je 1 mm okluzalno sa zaobljenom stepenicom od 0,6 mm i pripadajućim kutom konvergencije aproksimalnih stijenki (Slika 16) (125).



Slika 16. Preparacija zuba za monolitnu krunicu

Za brušenje su korištena zelena svrdla sa zaobljenom stepenicom širine 1,8 mm i 1,2 mm (Komet 6881.314.018 i Komet 6881.314.012, Brasseler, Lemgo, Germany).

Prilikom brušenja napravljena je nešto manja redukcija zuba kako bi se omogućilo korištenje finih svrdala za poliranje i postizanje konačne redukcije zuba. Količina reduciranog zubnog tkiva redovito se kontrolirala silikonskim ključem. Nakon brušenja izrađene su privremene krunice (Protemp 4, 3M Espe, Seefeld, Njemačka) i cementirane privremenim cementom (Freegenol, GC, Tokyo, Japan). Nakon cementiranja provjereni su okluzijski kontakti i po potrebi prilagođeni. Kako bi se omogućila stabilizacija gingive u slučaju eventualne ozljede tijekom preparacije i izbjegavanje predugog termina za pacijente, otisci su bili uzimani na sljedećem terminu.

Na sljedećem terminu privremene krunice bile su uklonjene i postavljen je retrakcijski konac (Ultrapack, Ultradent Products, Inc., Utah, SAD). Sukladno širini sulkusa odabrana je odgovarajuća veličina konca (000, 00, 0, 1, 2). Nakon postavljanja retrakcijskog konca zubi su bili završno ispolirani. Za poliranje zubi korištena su crvena svrdla sa zaobljenom stepenicom širine 1,8 mm i 1,2 mm (Komet 8881.314.018 i Komet 8881.314.012, Brasseler, Lemgo, Germany).

S retrakcijskim koncem u sulkusu uzet je otisak pomoću vinil-polieter silikonskog materijala (EXE'lence, GC, Tokyo, Japan) dvofaznom tehnikom.

Boja zuba određena je pomoću Vita Easyshade V (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka). Easyshade V je korišten prema uputama proizvođača, a boja je određivana u tri točke.

Prvi susjedni zub korišten je kao baza za određivanje boje. Ukoliko prvi susjedni zub nije bio prikladan za određivanje boje, zbog višestrukih ispuna ili jake diskoloracije, doktor je izabrao zub za određivanje boje. Boja izbrušenoga zuba također je bila zabilježena. Nakon određivanja boje, retrakcijski konac bio je uklonjen i vraćena je privremena krunica.

Na trećem terminu djelomično kristalizirani keramički skeleti i monolitne krunice isprobani su u ustima (Slika 17).



Slika 17. Djelomično kristalizirana monolitna krunica za probu

Kod skeleta za slojevane krunice kontroliran je rubni dosjed na bataljku. Budući da su monolitne krunice bile potpuno oblikovane, osim rubnog dosjeda provjereni su i okluzalni te aproksimalni kontakti. Rubni dosjed skeleta i monolitnih krunica kontroliran je pomoću oštre zubne sonde korištenjem optičkog pomagala s povećanjem od 2,5 puta. Lagano zapinjanje sonde bez rubne pukotine i vidljivog dentina bilo je prihvatljivo, a veća je pukotina s izloženim dentinom zahtijevala izradu nove jezgre ili krunice. U slučaju potrebe za novim nadomjestkom bio je planiran novi otisak i proba u ustima. Sve potrebne prilagodbe okluzalnih ili aproksimalnih kontakata bile su izvršene pomoću crvenog dijamantnog svrdla.

Nakon isprobavanja u ustima, krunice su bile poslone natrag u laboratorij i dovršene. Monolitne krunice bile su pigmentirane i završno pečene kako bi se postigla puna kristalizacija. Skeleti su također bili pečeni kako bi se postigla puna kristalizacija, nakon čega su bili slojevani nano-fluorapatitnom keramikom (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein).



Na četvrtom terminu gotove krunice bile su isprobane u ustima. Okluzalni kontakti bili su provjereni pomoću 8 µm artikulacijske folije (Articulating foil, Interdent, Celje, Slovenija).

Osim okluzalnih kontakata provjeravani su i aproksimalni kontakti i rubni dosjed.

Gotove krunice probane su s *try-in* pastom i pokazane pacijentima kako bi rekli sviđa li im se estetika krunice. Krunice koje nisu ispunile estetska očekivanja pacijenta bile su vraćene u laboratorij na dodatnu korekciju boje.

Na završnom su tretmanu krunice cementirane korištenjem dvostruko stvrdnjavajućeg kompozitnog cementa (Variolink Esthetic DC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) prema sljedećem protokolu:

- bataljak je bio očišćen te ispran vodom i lagano osušen zrakom
- tanki retrakcijski konac, veličine 000 ili 00, (Ultrapack, Ultradent Products, Inc., Utah, SAD) bio je postavljen u sulkus kako bi se osigurala bolja izolacija
- krunice su bile pripremljene koristeći Monobond Etch & Prime (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) po proizvođačevoj preporuci
- zubi su bili pripremljeni koristeći Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) po proizvođačevoj preporuci
- na unutrašnju površinu krunica nanesen je tanki sloj cementa
- krunice su bile postavljene i pridržavane na mjestu umjerenim pritiskom
- višak cementa bio je polimeriziran svjetlom 1 sekundu i uklonjen
- oko cervikalnog ruba krunice nanescena je Gliceryn Paste (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) kako bi se spriječila inhibicija polimerizacije cementa prisustvom kisika
- krunice su bile pridržavane na mjestu još 3 minute
- nakon stvrdnjavanja cementa retrakcijski konac bio je uklonjen

Materijali korišteni u kliničkom dijelu terapije bili su:

- A-silikon – za otiske za izradu provizorija i silikonskog ključa
- Protemp 4 (3M Espe, Seefeld, Germany) – za izradu provizorija
- Vinil-polieter silikonski materijal (EXE'lence, GC, Tokyo, Japan) – za otisak
- Articulating foil 8µm (Interdent, Celje, Slovenija) – za registraciju okluzalnih kontakata
- Variolink Try-in Paste (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) – za probu gotovih krunica

- Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) – za cementiranje gotovih krunica
- Monobond Etch & Prime (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) – za jetkanje i silanizaciju krunica
- Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) – za pripremu zuba za cementiranje
- Gliceryn Paste (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) – za izolaciju rubova krunica od kisika prilikom cementiranja
- Retrakcijski konac (Ultrapack, Ultradent Products, Inc., Utah, SAD) – za retrakciju gingive
- 1,8 mm dijamantno svrdlo sa zaobljenom stepenicom, zeleno (Komet 6881.314.018, Brasseler, Lemgo, Germany)
- 1,2 mm dijamantno svrdlo sa zaobljenom stepenicom, zeleno (Komet 6881.314.012, Brasseler, Lemgo, Germany)
- 1,8 mm dijamantno svrdlo sa zaobljenom stepenicom, crveno (Komet 8881.314.018, Brasseler, Lemgo, Germany)
- 1,2 mm dijamantno svrdlo sa zaobljenom stepenicom, crveno (Komet 8881.314.012, Brasseler, Lemgo, Germany)

### **3.3. Laboratorijski tijek istraživanja**

Sve krunice bile su izrađene u istom laboratoriju i radio ih je isti tehničar. Za izradu krunica korišten je Sirona CAD/CAM sustav (Dentsply Sirona, Charlotte, USA).

Otisci su bili izliveni koristeći tip 4 dentalne sadre (Fujirock EP, GC, Tokyo, Japan) i gipsani modeli obrađeni te pripremljeni za skeniranje. Izbrušeni bataljci bili su skenirani koristeći Omnicam skener (Dentsply Sirona, Charlotte, USA) (Slika 18).



Slika 18. Omnicam skener (preuzeto uz dopuštenje prof. dr. sc. Marka Jakovca)

Skeleti za slojevane krunice i cijele monolitne krunice bili su dizajnirani koristeći kompjuterski softver (inLab SW 4.4, Dentsply Sirona, Charlotte, USA). Djelomično kristalizirani litij-disilikatni blokovi bili su frezani koristeći inLab MC XL (Dentsply Sirona, Charlotte, USA) (Slika 19). Nakon probe, monolitne krunice bile su pigmentirane, a na litij-disilikatne skelete slojevala se keramika.



Slika 19. inLab MC XL (preuzeto uz dopuštenje prof. dr. sc. Marka Jakovca)

Materijali i oprema korišteni u laboratoriju:

- tvrda sadra Fujirock EP (GC, Tokyo, Japan) – za izlivanje otisaka
- IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) – za izradu monolitnih krunica i skeleta slojevanih krunica
- IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) – za slojevanje krunica
- Omnicam (Dentsply Sirona, Charlotte, USA) – za skeniranje bataljaka
- inLab SW 4.4 (Dentsply Sirona, Charlotte, USA) – softver
- inLab MC XL (Dentsply Sirona, Charlotte, USA) – za izradu krunica

### 3.4. Procjena ishoda

Nakon cementiranja krunice su bile pregledane i ocijenjena je klinička trajnost krunica koristeći modificirane United States Public Health Service (USPHS) kriterije. Modificirani USPHS kriteriji izabrani su zato što dozvoljavaju prilagodbu specifičnim potrebama istraživanja i izbor kriterija koji su važni za isto. Osim toga, modificirani USPHS kriteriji jedni su od najčešće

korištenih kriterija za kliničku procjenu u dosadašnjim istraživanjima što omogućava usporedbu dobivenih rezultata. Obrazac za ocjenu kliničke trajnosti krunica prikazan je u Prilogu 5.

U ovome kliničkome istraživanju bili su ocjenjivani puknuće keramike, rubni dosjed, boja, karijes, rubna diskoloracija, okluzalni kontakt, aproksimalni kontakt i retencija prema sljedećim kriterijima:

#### PUKNUĆE KERAMIKE:

Alpha – nema puknuća, glatka površina

Beta – malo otkrhnuće, moguće ispolirati, ne utječe na funkciju i estetiku

Charlie – veliko otkrhnuće koje utječe na estetiku i funkciju, vidljiv skelet

Delta – puknuće skeleta ili krunice

#### RUBNI DOSJED:

Alpha – nema zapinjanja sonde

Beta – lagano zapinjanje sonde, ali bez mogućnosti ulaska vrha sonde u pukotinu

Charlie – ulaženje vrha sonde u pukotinu, vidljiva pukotina, eksponiran dentin ili cement

Delta – restauracija je pomična, puknuta ili nedostaje

#### BOJA:

Alpha – potpuna podudarnost u boji, nijansi ili translucenciji

Beta – blaga nepodudarnost u boji, nijansi ili translucenciji

Charlie – nepodudarnost u boji, nijansi i translucenciji

#### KARIJES:

Alpha – nema karijesa na granici restauracije i zuba

Charlie – prisutan karijes na granici restauracije i zuba

#### RUBNA DISKOLORACIJA:

Alpha – nema promjene boje na granici restauracije i zuba

Beta – lagana promjena boje na granici restauracije i zuba bez širenja prema pulpi

Charlie – promjena boje na granici restauracije i zuba sa širenjem prema pulpi

**OKLUZALNI KONTAKT:**

Alpha – postojanost okluzalnog kontakta ispitivanog artikulacijskom folijom od 8 um

Charlie – nema okluzalnog kontakta ispitivanog artikulacijskom folijom od 8 um

**APROKSIMALNI KONTAKT:**

Alpha – postojanost aproksimalnih kontakata prilikom prolaska zubnog konca

Charlie – nepostojanost jednog ili oba aproksimalna kontakata prilikom prolaska zubnog konca

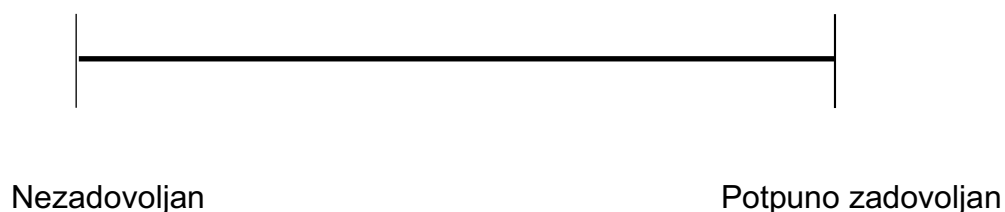
**RETENCIJA:**

Alpha – krunica cementirana i potpuno nepomična

Charlie – odcementirana krunica ili gubitak krunice

Ocjenjivanje je obavio neovisni kliničar koji nije bio uključen niti u jedan dio terapije. Za ocjenjivanje je korišteno optičko pomagalo s povećanjem od 2,5 puta. Ocjenjivanje boje rađeno je pod svjetlom temperature 5500 Kelvina. Ocjene Alpha i Beta predstavljale su klinički uspjeh, a Charlie i Delta predstavljale su klinički neuspjeh.

Osim kliničke trajnosti bila je ocjenjivana i estetika krunica, odnosno pacijentovo zadovoljstvo estetikom dobivene krunice. Pacijenti su ocjenjivali estetiku krunica pomoću vizualne analogne skale – Visual Analog Scale (VAS) (Slika 20).



Slika 20. Vizualna analogna skala – VAS

Vizualna analogna skala sastoji se od ravne linije dugačke 100 mm s lijevom i desnom krajnjom točkom (Prilog 2). Lijeva krajnja točka nazvana je Nezadovoljan, a desna krajnja točka Potpuno zadovoljan. Sudionici su bili zamoljeni označiti točku na liniji na mjestu za koje smatraju da

predstavlja njihovo estetsko zadovoljstvo dobivenom krunicom. VAS je izabrana za ocjenu subjektivnog dojma pacijenata jer je jednostavna i razumljiva te samo mjerenjem na kojoj udaljenosti je pacijent prekrižio crtu dobivamo i postotak zadovoljstva jer je crta duga 100 mm. Koristeći istu skalu, estetiku krunica ocijenio je i specijalist stomatološke protetike.

Istraživanje je bilo dvostruko slijepo, što znači da niti pacijenti niti neovisni ocjenjivači nisu znali je li krunica monolitna ili slojevana. Kako su kliničke faze bile iste za obje vrste krunica, pacijenti nisu niti na temelju toga mogli znati koju su vrstu krunice dobili.

Klinička trajnost krunica bila je ocjenjivana nakon cementiranja krunica te svakih šest mjeseci. Estetsko su zadovoljstvo dobivenom krunicom pacijenti ocjenjivali nakon cementiranja i na drugome kontrolnome pregledu, odnosno nakon godinu dana. Specijalist protetike ocjenjivao je estetiku krunica samo nakon cementiranja.

### **3.5. Statistički testovi**

Da bi se izbjegla moguća subjektivnost i eventualna pogreška kao rezultat provedeno je ispitivanje pouzdanosti nezavisnog doktor dentalne medicine koji je obavio pregled i ocjenjivanje krunica prema USPHS kriterijima (*inter observer reliability*). Rezultati su prikazani u tablici 4.

Tablica 4. Podudarnost ocjenjivanja obzirom na karakteristike krunica na ukupnom uzorku (n=52)

Puknuće keramike

Kappa koeficijent podudarnosti	1,00000
Standardna greška	3,02E-09
95% CI	1,00000 to 1,00000

Rubni dosijed

Kappa koeficijent podudarnosti	1,00000
Standardna greška	3,02E-09
95% CI	1,00000 to 1,00000

Boja

Kappa koeficijent podudarnosti	0,98013
Standardna greška	0,019668
95% CI	0,94158 to 1,00000

Karijes

Kappa koeficijent podudarnosti	1,00000
Standardna greška	3,02E-09
95% CI	1,00000 to 1,00000

Rubna diskoloracija

Kappa koeficijent podudarnosti	1,00000
Standardna greška	3,02E-09
95% CI	1,00000 to 1,00000

Okluzalni kontakt

Kappa koeficijent podudarnosti	1,00000
Standardna greška	3,02E-09
95% CI	1,00000 to 1,00000

Aproksimalni kontakt

Kappa koeficijent podudarnosti	1,00000
Standardna greška	3,02E-09
95% CI	1,00000 to 1,00000

Retencija

Kappa koeficijent podudarnosti	1,00000
Standardna greška	3,02E-09
95% CI	1,00000 to 1,00000



Rezultati istraživanja prikazani su tablično i grafički. U analizi normalnosti raspodjele kontinuiranih podataka koristio se Smirnov-Kolmogorovljev test te su se shodno dobivenim rezultatima u daljnjoj analizi koristili odgovarajući neparametrijski testovi te načini prikaza podataka (Box i Whiskerov plot). Međusobne razlike u razinama zadovoljstva između skupine pacijenata sa slojevanim i monolitnim krunicama analizirane su Mann-Whitney U testom, a razlike završnih vrijednosti u odnosu na početne unutar svake skupine procijenile su se Wilcoxonovim testom (za zadovoljstvo pacijenata), odnosno Mc Nemarovim testom (za kategorijske karakteristike krunica). Razlike između kategorijskih varijabli između ispitivanih skupina analizirane su Fisher-Freeman-Haltonovim testom. Sve P vrijednosti manje od 0,05 smatrane su značajnima. U analizi se koristila licencirana programska podrška IBM SPSS for Windows, verzija 25.0.



Rezultati prikazuju razlike između ispitivanih skupina s obzirom na spol, dob, pacijentovo zadovoljstvo dobivenim krunicama, razliku procjene estetike između pacijenata i specijalista stomatološke protetike i kliničke karakteristike. Osim toga, prikazane su i razlike unutar svake skupine s obzirom na kliničke karakteristike. Statistički značajne razlike dodatno su prikazane i grafički.

Tablica 5. Razlika ispitivanih skupina prema spolu

		Skupina				P
		Monolitne		Slojevane		
		N=26		N=26		
		N	%	N	%	
Spol	Muški	12	46,2 %	8	30,8 %	0,393
	Ženski	14	53,8 %	18	69,2 %	

Tablica 6. Razlika ispitivanih skupina prema dobi

Skupina	N	Aritmetička sredina	SD	Min	Max	Centile			
						25.	Medijan	75.	
Dob	Monolitne	26	43,54	10,29	27,00	64,00	35,75	40,00	55,00
	Slojevane	26	38,12	9,05	22,00	61,00	33,75	36,50	43,50

	Mann-Whitney U	Z	P
Dob	255,00	-1,52	0,128

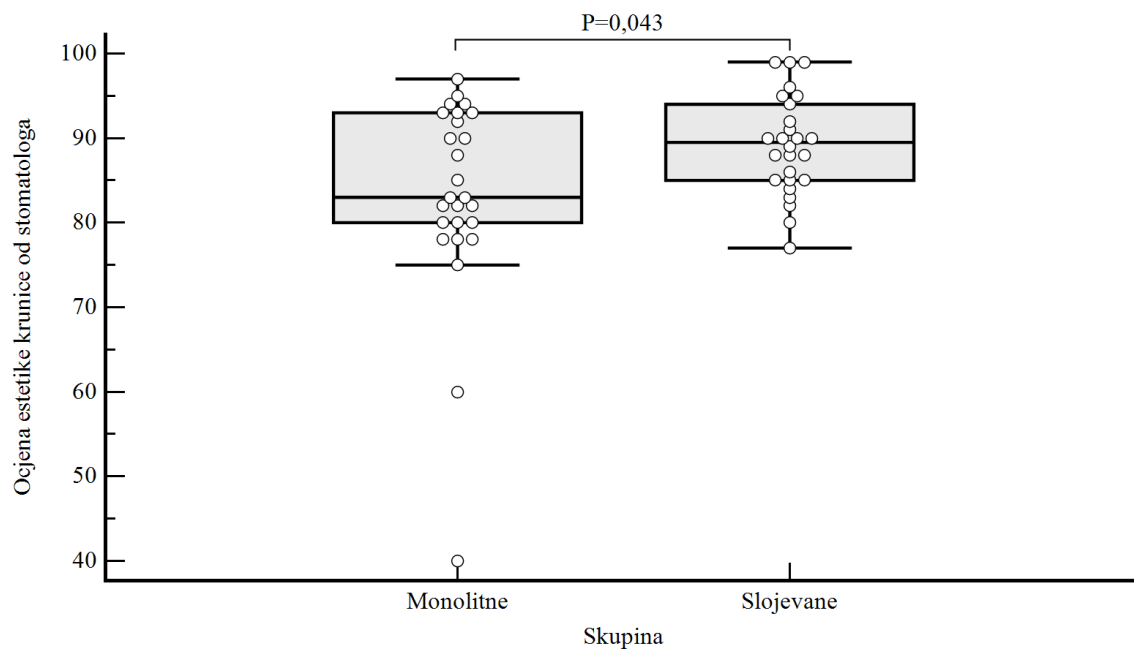
Tablica 5 i 6 prikazuju razlike između ispitivanih skupina s obzirom na dob i spol – nije bilo statistički značajnih razlika ni prema spolu ni dobi te se može tvrditi da su skupine s obzirom na ove parametre ujednačene.

Tablica 7. Razlike u razini zadovoljstva pacijenata odmah nakon cementiranja i 12 mjeseci nakon cementiranja i ocjene estetike krunice od strane specijalista stomatološke protetike odmah nakon cementiranja

Skupina	N	Aritmetička sredina	SD	Min	Max	Centile			
						25.	Medijan	75.	
Zadovoljstvo pacijenta nakon cementiranja	Monolitne	26	99,58	0,86	97,00	100,00	99,75	100,00	100,00
	Slojevane	26	98,88	2,36	90,00	100,00	98,00	100,00	100,00
Zadovoljstvo pacijenta nakon 12 mjeseci	Monolitne	25	99,88	0,43	98,00	100,00	100,00	100,00	100,00
	Slojevane	26	99,81	0,49	98,00	100,00	100,00	100,00	100,00
Ocjena estetike krunice od specijalista protetike	Monolitne	26	83,27	12,06	40,00	97,00	79,50	83,00	93,00
	Slojevane	26	89,23	5,85	77,00	99,00	85,00	89,50	94,25

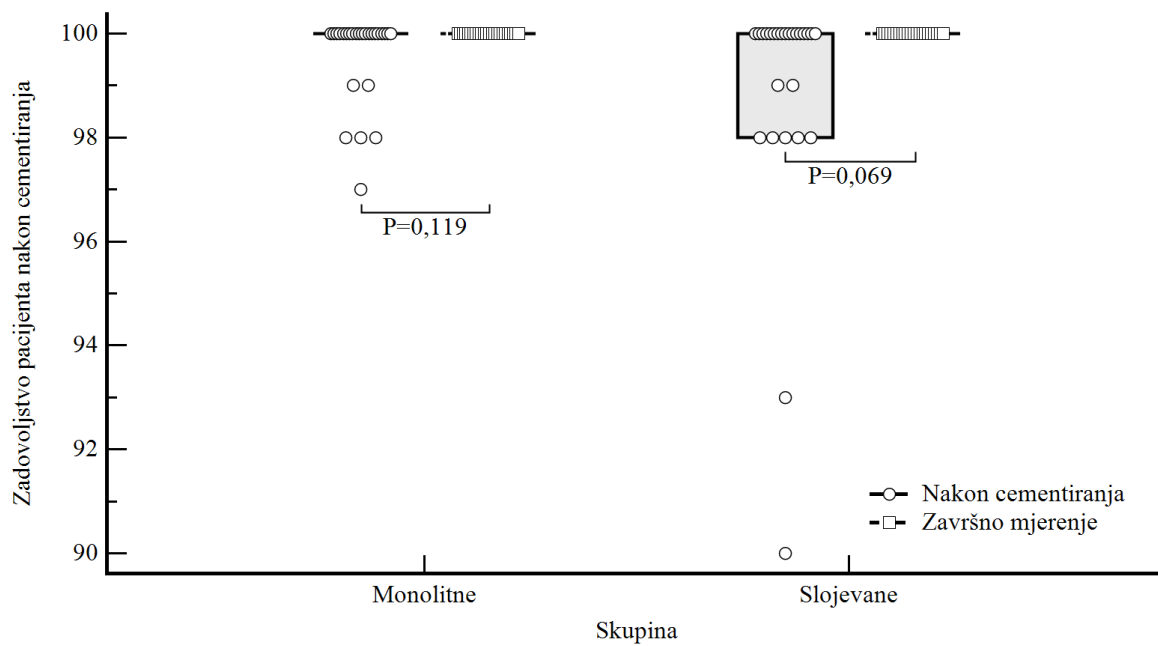
	Mann-Whitney U	Z	P
Zadovoljstvo pacijenta nakon cementiranja	294,50	-1,00	0,318
Zadovoljstvo pacijenta nakon 12 mjeseci	313,00	-0,83	0,409
Ocjena estetike krunice od specijalista protetike	227,50	-2,03	<b>0,043</b>

Razlike u razini zadovoljstva pacijenata odmah nakon cementiranja i 12 mjeseci nakon cementiranja prikazane su u Tablici 7 i na Slici 22. Svi pacijenti bili su iznimno zadovoljni u obje ispitivane skupine (raspon odgovora 90–100). Između skupina nije bilo statistički značajnih razlika kako na početku ( $P=0,318$ ) tako i nakon 12 mjeseci nakon cementiranja ( $P=0,409$ ). Razlike estetike krunice od strane specijalista stomatološke protetike odmah nakon cementiranja bile su značajne – veće vrijednosti zabilježene su u skupini slojevanih krunica: 89,5 (IQR: 85,0–94,25) naprema 83,0 (79,5–93,0) (Slika 21).



Slika 21. Razlike estetike krunice od strane specijalista protetike odmah nakon cementiranja

Na Slici 22 prikazane su zavisne usporedbe zadovoljstva pacijenata nakon cementiranja i nakon 12 mjeseci. Nije bilo statistički značajnih razlika ni u jednoj ni u drugoj skupini, odnosno može se reći da su pacijenti bili podjednako zadovoljni u objema skupinama.



Slika 22. Razlike u razini zadovoljstva pacijenata odmah nakon cementiranja i 12 mjeseci nakon cementiranja: Wilcoxonov test

Tablica 8. Razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina na početku istraživanja (odmah nakon cementiranja)

		Skupina				P
		Monolitne N=26		Slojevane N=26		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike nakon cementiranja	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed nakon cementiranja	A	25	96,2 %	26	100,0 %	1,000
	B	1	3,8 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Boja nakon cementiranja	A	17	65,4 %	26	100,0 %	0,002
	B	9	34,6 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes nakon cementiranja	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija nakon cementiranja	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt nakon cementiranja	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt nakon cementiranja	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Retencija nakon cementiranja	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	

U Tablici 8 prikazane su razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina na početku istraživanja (odmah nakon cementiranja). U skupini monolitnih krunica, u odnosu na slojevane krunice, značajno je više bilo ocjena B kod boje nakon cementiranja: 9 (34,6%) naprema 0 (0,0%);  $P=0,002$ .



Tablica 9. Razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 6 mjeseci nakon cementiranja

		Skupina				P
		Monolitne N=26		Slojevane N=26		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike nakon 6 mjeseci	A	25	96,2 %	26	100,0 %	1,000
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	1	3,8 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed nakon 6 mjeseci	A	22	84,6 %	26	100,0 %	0,110
	B	3	11,5 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	1	3,8 %	0	0,0 %	
Boja nakon 6 mjeseci	A	15	60,0 %	26	100,0 %	<0,001
	B	10	40,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes nakon 6 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija nakon 6 mjeseci	A	20	80,0 %	26	100,0 %	0,023
	B	5	20,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt nakon 6 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt nakon 6 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Retencija nakon 6 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	

Tablica 9 prikazuje razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina šest mjeseci nakon cementiranja. Nakon šest mjeseci zabilježene su statistički značajne razlike u procjeni boje ( $P < 0,001$ ) te rubnoj diskoloraciji ( $P = 0,023$ ). U svim značajnim razlikama lošije procjene odnosile su se na skupinu monolitnih krunica i to na učestaliju ocjenu B, a kod slojevanih je krunica u 100% slučajeva kod navedenih karakteristika bila izdvojena ocjena A.

Tablica 10. Razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 12 mjeseci nakon cementiranja

		Skupina				P
		Monolitne N=25		Slojevane N=26		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike nakon 12 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed nakon 12 mjeseci	A	22	88,0 %	26	100,0 %	0,110
	B	3	12,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Boja nakon 12 mjeseci	A	15	60,0 %	26	100,0 %	<0,001
	B	10	40,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes nakon 12 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija nakon 12 mjeseci	A	20	80,0 %	26	100,0 %	0,023
	B	5	20,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt nakon 12 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt nakon 12 mjeseci	A	25	100,0 %	24	92,3 %	0,490
	C	0	0,0 %	2	7,7 %	
Retencija nakon 12 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	

Tablica 10 prikazuje razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 12 mjeseci nakon cementiranja. Nakon 12 mjeseci zabilježene su statistički značajne razlike u procjeni boje ( $P < 0,001$ ) te rubnoj diskoloraciji ( $P = 0,023$ ). U svim značajnim razlikama lošije procjene odnosile su se na skupinu monolitnih krunica i to na učestaliju ocjenu B, a kod slojevanih je krunica u 100% slučajeva kod navedenih karakteristika bila izdvojena ocjena A.

Tablica 11. Razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 18 mjeseci nakon cementiranja

		Skupina				P
		Monolitne N=25		Slojevane N=26		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike nakon 18 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed nakon 18 mjeseci	A	22	88,0 %	26	100,0 %	0,110
	B	3	12,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Boja nakon 18 mjeseci	A	15	60,0 %	26	100,0 %	<0,001
	B	10	40,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes nakon 18 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija nakon 18 mjeseci	A	20	80,0 %	26	100,0 %	0,023
	B	5	20,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt nakon 18 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt nakon 18 mjeseci	A	25	100,0 %	24	92,3 %	0,490
	C	0	0,0 %	2	7,7 %	
Retencija nakon 18 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	

Tablica 11 prikazuje razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 18 mjeseci nakon cementiranja. Nakon 18 mjeseci zabilježene su statistički značajne razlike u procjeni boje ( $P < 0,001$ ) te rubnoj diskoloraciji ( $P = 0,023$ ). U svim značajnim razlikama lošije procjene odnosile su se na skupinu monolitnih krunica i to na učestaliju ocjenu B, a kod slojevanih je krunica u 100% slučajeva kod navedenih karakteristika bila izdvojena ocjena A.

Tablica 12. Razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 24 mjeseca nakon cementiranja

		Skupina				P
		Monolitne N=25		Slojevane N=26		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike nakon 24 mjeseca	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed nakon 24 mjeseca	A	22	88,0 %	26	100,0 %	0,110
	B	3	12,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Boja nakon 24 mjeseca	A	15	60,0 %	26	100,0 %	<0,001
	B	10	40,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes nakon 24 mjeseca	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija nakon 24 mjeseca	A	20	80,0 %	26	100,0 %	0,023
	B	5	20,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt nakon 24 mjeseca	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt nakon 24 mjeseca	A	25	100,0 %	24	92,3 %	0,490
	C	0	0,0 %	2	7,7 %	
Retencija nakon 24 mjeseca	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	

Tablica 12 prikazuje razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 24 mjeseca nakon cementiranja. Nakon 24 mjeseca zabilježene su statistički značajne razlike u procjeni boje ( $P < 0,001$ ) te rubnoj diskoloraciji ( $P = 0,023$ ). U svim značajnim razlikama lošije procjene odnosile su se na skupinu monolitnih krunica i to na učestaliju ocjenu B, a kod slojevanih je krunica u 100% slučajeva kod navedenih karakteristika bila izdvojena ocjena A.



Tablica 13. Razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 30 mjeseci nakon cementiranja

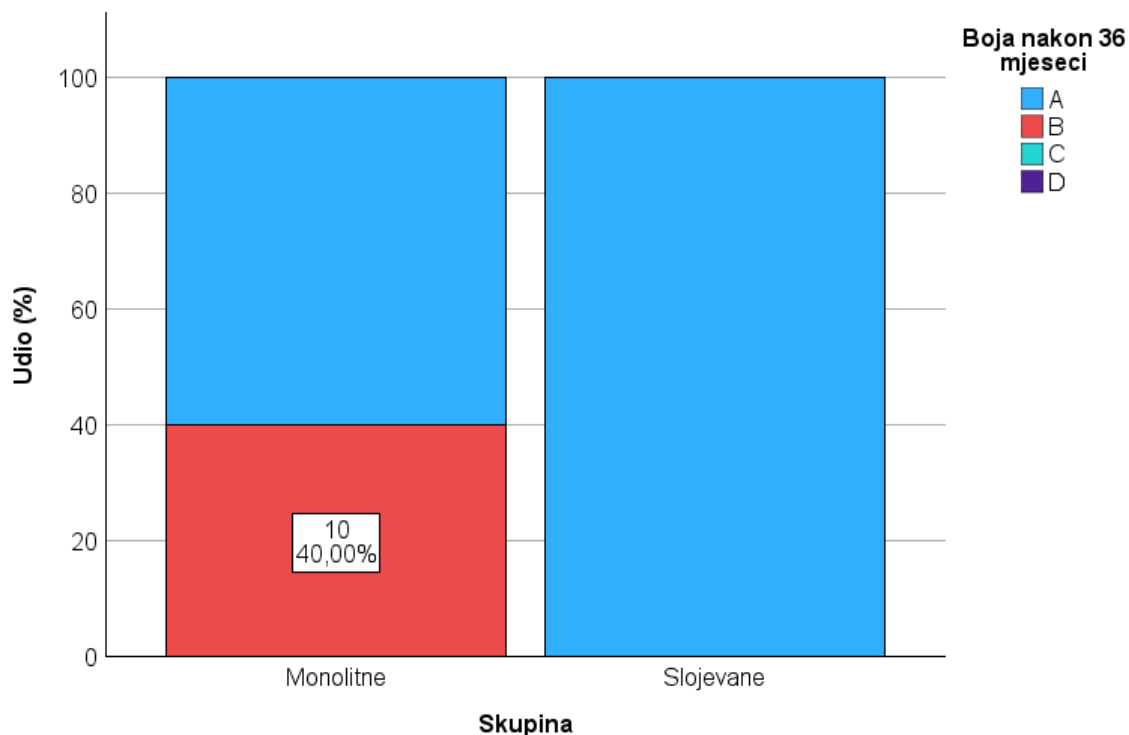
		Skupina				P
		Monolitne N=25		Slojevane N=26		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike nakon 30 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed nakon 30 mjeseci	A	22	88,0 %	26	100,0 %	0,110
	B	3	12,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Boja nakon 30 mjeseci	A	15	60,0 %	26	100,0 %	<0,001
	B	10	40,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes nakon 30 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija nakon 30 mjeseci	A	20	80,0 %	26	100,0 %	0,023
	B	5	20,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt nakon 30 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt nakon 30 mjeseci	A	25	100,0 %	24	92,3 %	na
	C	0	0,0 %	2	7,7 %	
Retencija nakon 30 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	

Tablica 13 prikazuje razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 30 mjeseci nakon cementiranja. Nakon 30 mjeseci zabilježene su statistički značajne razlike u procjeni boje ( $P < 0,001$ ) te rubnoj diskoloraciji ( $P = 0,023$ ). U svim značajnim razlikama lošije procjene odnosile su se na skupinu monolitnih krunica i to na učestaliju ocjenu B, a kod slojevanih je krunica u 100% slučajeva kod navedenih karakteristika bila izdvojena ocjena A.

Tablica 14. Razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 36 mjeseci nakon cementiranja

		Skupina				P
		Monolitne N=25		Slojevane N=26		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike nakon 36 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed nakon 36 mjeseci	A	22	88,0 %	26	100,0 %	0,110
	B	3	12,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Boja nakon 36 mjeseci	A	15	60,0 %	26	100,0 %	<0,001
	B	10	40,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes nakon 36 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija nakon 36 mjeseci	A	20	80,0 %	25	96,2 %	0,099
	B	5	20,0 %	1	3,8 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt nakon 36 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt nakon 36 mjeseci	A	25	100,0 %	24	92,3 %	0,490
	C	0	0,0 %	2	7,7 %	
Retencija nakon 36 mjeseci	A	25	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	

Tablica 14 prikazuje razlike u kliničkim karakteristikama krunica između ispitivanih skupina 36 mjeseci nakon cementiranja. Nakon 36 mjeseci zabilježene su statistički značajne razlike u procjeni boje ( $P < 0,001$ ) – lošije procjene odnosile su se na skupinu monolitnih krunica i to na učestaliju ocjenu B, a kod slojevanih je krunica u 100% slučajeva kod navedenih karakteristika bila izdvojena ocjena A (Slika 23).

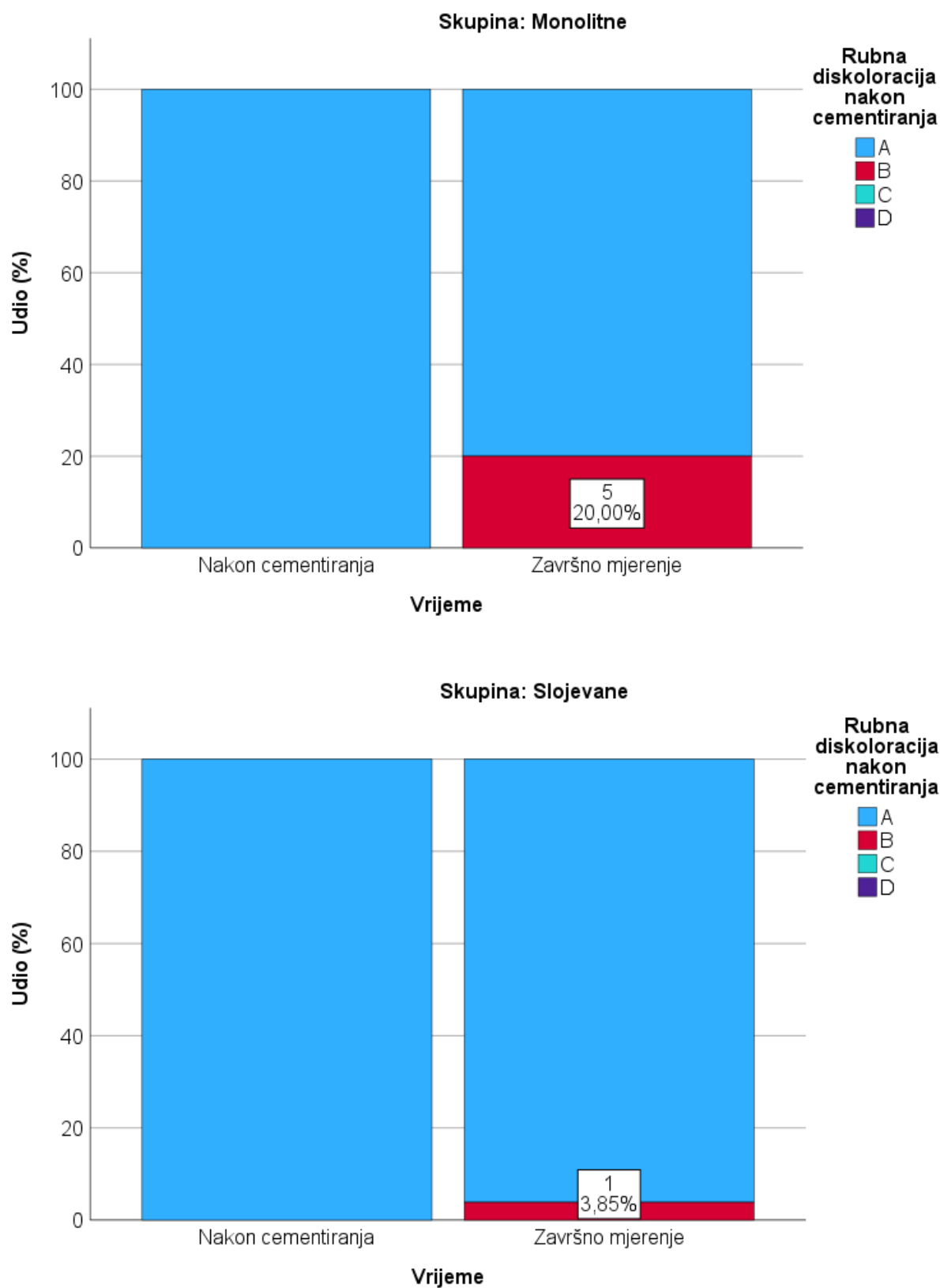


Slika 23. Razlike završnih vrijednosti (nakon 36 mjeseci) u odnosu na početne s obzirom na ocjene boje ( $P=0,001$ )

Tablica 15. Razlike završnih vrijednosti (nakon 36 mjeseci) u odnosu na početne unutar skupine monolitnih krunica

		Monolitne krunice				P
		Nakon cementiranja		Završno mjerenje		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike	A	26	100,0 %	25	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed	A	25	96,2 %	22	88,0 %	0,350
	B	1	3,8 %	3	12,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Boja	A	17	65,4 %	15	60,0 %	0,776
	B	9	34,6 %	10	40,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes	A	26	100,0 %	25	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija	A	26	100,0 %	20	80,0 %	<b>0,023</b>
	B	0	0,0 %	5	20,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt	A	26	100,0 %	25	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt	A	26	100,0 %	25	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Retencija	A	26	100,0 %	25	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	

Razlike završnih vrijednosti u odnosu na početne unutar skupine monolitnih krunica prikazane su u Tablici 15. Značajno pogoršanje zabilježeno je kod rubne diskoloracije gdje se tijekom 36 mjeseci povećao udio lošije ocijenjenih krunica (s ocjena A na ocjenu B) na 20,0% ( $P=0,023$ ; Slika 24).



Slika 24. Razlike završnih vrijednosti (nakon 36 mjeseci) u odnosu na početne s obzirom na ocjene rubne diskoloracije (P=0,023)

Tablica 16. Razlike završnih vrijednosti (nakon 36 mjeseci) u odnosu na početne unutar skupine slojevanih krunica

		Slojevane krunice				P
		Nakon cementiranja		Završno mjerenje		
		N	%	N	%	
Puknuće keramike	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubni dosjed	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
	D	0	0,0 %	0	0,0 %	
Boja	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	B	0	0,0 %	0	0,0 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Karijes	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Rubna diskoloracija	A	26	100,0 %	25	96,2 %	1,000
	B	0	0,0 %	1	3,8 %	
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Okluzalni kontakt	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	
Aproksimalni kontakt	A	26	100,0 %	24	92,3 %	0,490
	C	0	0,0 %	2	7,7 %	
Retencija	A	26	100,0 %	26	100,0 %	na
	C	0	0,0 %	0	0,0 %	



Razlike završnih vrijednosti u odnosu na početne unutar skupine slojevanih krunica nisu pokazale statistički značajna pogoršanja (Tablica 16).

Tablica 17. Rezultati kliničkog uspjeha monolitnih krunica prema USPHS kriterijima

a	POČETAK				6 MJESECI				12 MJESECI				18 MJESECI			
	N=26, u %				N=26, u %				N=25, u %				N=25, u %			
	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
Puknuće keramike	100,0				96,2				3,8				100,0			
Rubni dosjed	96,2	3,8			84,6	11,5		3,8	88,0	12,0			88,0	12,0		
Boja	65,4	34,6			60,0	40,0			60,0	40,0			60,0	40,0		
Karijes	100,0				100,0				100,0				100,0			
Rubna diskoloracija	100,0				80,0	20,0			80,0	20,0			80,0	20,0		
Okluzalni kontakt	100,0				100,0				100,0				100,0			
Aproksimalni kontakt	100,0				100,0				100,0				100,0			
Retencija	100,0				100,0				100,0				100,0			

a. Skupina = Monolitne

a	24 MJESECA				30 MJESECI				36 MJESECI			
	N=25, u %				N=25, u %				N=25, u %			
	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
Puknuće keramike	100,0				100,0				100,0			
Rubni dosjed	88,0	12,0			88,0	12,0			88,0	12,0		
Boja	60,0	40,0			60,0	40,0			60,0	40,0		
Karijes	100,0				100,0				100,0			
Rubna diskoloracija	80,0	20,0			80,0	20,0			80,0	20,0		
Okluzalni kontakt	100,0				100,0				100,0			
Aproksimalni kontakt	100,0				100,0				100,0			
Retencija	100,0				100,0				100,0			

a. Skupina = Monolitne

Tablica 18. Rezultati kliničkog uspjeha slojevanih krunica prema USPHS kriterijima

b	POČETAK			6 MJESECI			12 MJESECI			18 MJESECI		
	N=26, u %			N=26, u %			N=26, u %			N=26, u %		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Puknuće keramike	100,0			100,0			100,0			100,0		
Rubni dosjed	100,0			100,0			100,0			100,0		
Boja	100,0			100,0			100,0			100,0		
Karijes	100,0			100,0			100,0			100,0		
Rubna diskoloracija	100,0			100,0			100,0			100,0		
Okluzalni kontakt	100,0			100,0			100,0			100,0		
Aproksimalni kontakt	100,0			100,0			92,3			7,7		
Retencija	100,0			100,0			100,0			100,0		

b. Skupina = Slojevane

Puknuće keramike	100,0			100,0			100,0					
Rubni dosjed	100,0			100,0			100,0					
Boja	100,0			100,0			100,0					
Karijes	100,0			100,0			100,0					
Rubna diskoloracija	100,0			100,0			96,2 3,8					
Okluzalni kontakt	100,0			100,0			100,0					
Aproksimalni kontakt	92,3			7,7			92,3			7,7		
Retencija	100,0			100,0			100,0					

b. Skupina = Slojevane



Rezultati ovoga istraživanja podupiru prihvaćanje objiju hipoteza. S obzirom na kliničku trajnost krunica nije bilo statistički značajne razlike u kliničkoj trajnosti između monolitnih IPS e.max litij-disilikatnih krunica smanjene debljine stijenke i klasičnih slojevanih IPS e.max litij-disilikatnih krunica te je nul hipoteza prihvaćena. Sukladno tomu, alternativna je hipoteza odbaćena. S obzirom na estetiku krunica, nul hipoteza također je prihvaćena. Nije bilo statistički značajne razlike u procijeni boje krunica između grupa. Alternativna hipoteza također je odbaćena.

Obnavljanje izgubljene funkcije i estetike glavni je, ali ne i jedini, cilj svake fiksoprotetske terapije. Dugoročna klinička trajnost i zdravlje mekih tkiva jednako su važni. Suvremena dentalna medicina više se ne bazira samo na nadomještanju izgubljenog zubnog tkiva. Biološki faktori sve više dolaze u fokus terapije i očuvanje tvrdog zubnog tkiva postaje glavna vodilja moderne stomatološke terapije. Paralelno s tim, razvijaju se nove tehnike i novi materijali koji omogućuju modifikacije standardnih postupaka u svrhu očuvanja što više zdravog zuba.

Upravo iz tih razloga glavni fokus ovog kliničkog istraživanja bio je kako očuvati što više tvrdog zubnog tkiva uz osiguravanje dobre kliničke trajnosti i estetike nadomjestka. Testirana je bila litij-disilikatna keramika s debljinom stijenke manjom od proizvođačeve preporuke i uspoređena s klasičnom slojevanom litij-disilikatnom keramikom. Litij-disilikatna keramika predstavljena je 1998. godine i od tada jedna je od najčešće korištenih keramika. Višegodišnja klinička primjena kao i mnoga klinička istraživanja dokazali su visoku pouzdanost i dugogodišnju kliničku uspješnost (126).

Pacijenti s endodontski liječenim premolarom i molarom bili su raspoređeni u dvije skupine i opskrbljeni IPS e.max litij-disilikatnom pojedinačnom krunicom smanjene debljine stijenke ili klasičnom slojevanom IPS e.max litij-disilikatnim krunicom. Ispitivanje je trajalo tri godine uz redovite kontrolne preglede svakih šest mjeseci.

U ispitivanju su sudjelovali i muški i ženski pacijenti koji su bili ravnomjerno raspoređeni u dvije grupe. U skupini monolitnih krunica bilo je nešto više muških ispitanika, a u skupini slojevanih krunica bilo je nešto više ženskih ispitanika. Unatoč tomu, nije bilo statistički značajne razlike prema spolu s obzirom na jednu i drugu grupu te su skupine bile ujednačene. Što se tiče dobi sudionika, ona je bila određena između 18 i 65 godina. Prosječna starost sudionika bila je nešto veća u skupini monolitnih krunica, ali razlika također nije bila statistički značajna te su skupine i prema dobi bile ujednačene.

Klinička trajnost krunica praćena je u osam kategorija.

U skupini monolitnih krunica jedna je krunica puknula i pacijent je bio opskrbljen novom krunicom i isključen iz studije. Kod svih ostalih krunica nije bilo otkrhuća keramike niti drugih

oštećenja. U skupini slojevanih krunica nije bilo puknuća niti otkrhuća keramike te nakon 36 mjeseci niti na jednoj krunici nije bilo vidljivih oštećenja keramike. S obzirom na puknuće keramike može se reći da nije bilo značajne razlike između monolitnih i slojevanih krunica.

U skupini monolitnih krunica kod tri je krunice zabilježeno lagano zapinjanje sonde na rubnom dosjedu krunice, ali bez ulaska vrha sonde u pukotinu te su krunice ocijenjene s B. U skupini slojevanih krunica niti kod jedne krunice nije bilo zapinjanja sonde na rubnom dosjedu te su sve krunice ocijenjene s A. S obzirom na rubni dosjed također nije bilo značajne razlike između obje skupine.

Najveće razlike bile su u boji krunica. U skupni monolitnih krunica 15 krunica ocijenjeno je s A, a kod 10 krunica uočena je blaga nepodudarnost u boji te su ocijenjene s B. Sve slojevane krunice ocijenjene su s A. S obzirom na boju krunica, postoji značajna razlika između skupina. Niti na jednoj krunici u obje skupine nije bilo karijesa na granici krunice i zuba te su sve krunice ocijenjene s A. Također, nije bilo gubitka okluzalnog kontakta niti na jednoj krunici u obje skupine i sve su krunice ocijenjene s A. S obzirom na ove dvije kategorije nije bilo značajne razlike između skupina.

Rubna diskoloracija uočena je kod pet monolitnih krunica, ali samo kao lagana promjena boje na granici restauracije i zuba bez širenja prema pulpi te su krunice ocijenjene s B. U skupini slojevanih krunica rubna diskoloracija uočena je kod samo jedne krunice koja je ocijenjena s B, a sve ostale krunice u ovoj kategoriji ocijenjene su s A. Niti u ovoj kategoriji nije bilo statistički značajne razlike između skupina.

Kod dvije slojevane krunice uočen je gubitak aproksimalnog kontakata prilikom prolaska zubnog konca te su krunice ocijenjene s C. U skupini monolitnih krunica niti kod jedne krunice nije uočen gubitak aproksimalnog kontakta. Nije bilo značajne razlike u ovoj kategoriji.

Niti jedna krunica u obje skupine nije se odcementirala tako da ni u ovoj kategoriji nije bilo značajne razlike između monolitnih i slojevanih krunica.

S obzirom na kliničku trajnost krunica jedna monolitna krunica je puknula te je karakterizirana kao klinički neuspjeh. Kod svih ostalih krunica nije bilo nikakvih oštećenja keramike te je klinička trajnost monolitnih krunica nakon 36 mjeseci iznosila 96%. U skupini slojevanih krunica niti na jednoj krunici nije bilo nikakvih oštećenja te je nakon 36 mjeseci klinička uspješnost iznosila 100%.

Do danas nema niti jedne kliničke studije koja je ispitivala kliničku trajnost IPS e.max litij-disilikatnih krunica smanjene debljine stijenke niti na endodontski liječenim niti na vitalnim zubima. Kako su endodontski liječeni zubi već strukturno oslabljeni zbog prethodnog gubitka

zubnog tkiva, osiguravanje dugoročne funkcije, ali i estetike bio je glavni razlog zašto su bili uključeni u istraživanje.

Kod endodontski liječenih zubi osim adekvatnog čišćenja i punjenja korijenskih kanala potrebna je i restauracija tvrdog zubnog tkiva. Iako su te dvije terapije zasebne, one su cjelina koja čini cjelokupnu endodontsku terapiju. Dobro koronarno brtvljenje kao i adekvatna postendodontska opskrba zuba jednako su važni za cijeljenje periapikalnog tkiva kao i sama terapija korijenskih kanala te su jedan od najvažnijih čimbenika uspješnosti endodontske terapije (127). Uspješnost endodontske terapije i periapikalnog cijeljenja dvostruko je veća kod zubi s nedovoljno napunjenim kanalima, ali dobrom postendodontskom opskrbom naspram zubi s odlično napunjenim kanalima, ali lošom postendodontskom terapijom (91). Osim dobrog koronarnog brtvljenja, adekvatna postendodontska terapija osigurava strukturni integritet zuba i dobru kliničku trajnost. Kao i kod vitalnih zubi tako i kod liječenih zubi, količina preostalog tvrdog zubnog tkiva najvažniji je čimbenik za dobru kliničku trajnost (128). Kod liječenih zubi, koji već imaju izgubljeni dio tvrdog zubnog tkiva zbog karijesa, loma, trepanacijskog otvora i slično, to je još i izraženije. Količina preostalog tvrdog zubnog tkiva predstavlja najvažniji čimbenik strukturnog integriteta liječenih zubi i direktno je povezana s kliničkom trajnošću (1–3). Liječeni zubi s dvije ili više preostale stijenke imaju značajno bolju kliničku trajnost od zubi s jednom ili nijednom preostalom stijenkom (3,91,109). Osim toga, krutost zuba s MO ili OD preparacijom značajno je veća nego kod zubi s MOD preparacijom (91). Lom uslijed gubitaka strukture zuba (manje od 30% preostalog zubnog tkiva) glavni je uzrok ekstrakcije endodontski liječenih zubi (3,104).

Upravo zbog svih navedenih razloga glavna vodilja ovoga istraživanja bilo je maksimalno očuvanje preostalog tvrdog zubnog tkiva kod već prethodno strukturno kompromitiranih i oslabljenih zubi. Postendodontska opskrba zuba uključuje izradu ispuna, *inleya* ili *onleya*, djelomične ili potpune krunice. Izrada ispuna predstavlja najčešći izbor terapije, ali često ne i najbolji. U situacijama gdje postoji mali gubitak tvrdog zubnog tkiva i gubitak samo jedne ili nijedne stijenke zuba restauracija kompozitom može biti dobar izbor terapije. Kratkoročne studije (do 3 godine) pokazale su da nema značajne razlike u kliničkom uspjehu kod zubi opskrbljenih kompozitnim ispunom ili krunicom (116). Razlog tomu dobra je početna adhezija s dentinom koja s vremenom slabi što dovodi do rubnog propuštanja, puknuća i povećane vjerojatnosti kliničkog neuspjeha (129,130). Fraktura krune ili korijena, puknuće ispuna te sekundarni karijes glavni su razlozi kliničkog neuspjeha endodontski liječenih zubi opskrbljenih kompozitnim ispunom. Liječeni zubi opskrbljeni kompozitnim ispunom imaju značajno manji postotak kliničkog preživljavanja nakon osam godina (71% naspram 84%) i

nakon deset godina (63% naspram 81%) u odnosu na zube opskrbljene krunicom (111,131). Osim toga, liječeni zubi opskrbljeni kompozitnim ili amalgamskim ispunom imaju 2,3 puta veću vjerojatnost da će biti izvađeni (111).

S druge strane, opskrba endodontski liječenih zubi potpunom krunicom u većini slučajeva predstavlja najbolju terapiju i značajno utječe na kliničku trajnost (132). Opskrba liječenog zuba krunicom povećava vjerojatnost kliničkog uspjeha šest puta (109). Osim toga, postavljanje krunice značajno smanjuje mogućnost komplikacija kao što su fraktura krune ili korijena (91,133). Provedena epidemiološka studija pokazala je da 85% izvađenih endodontski liječenih zubi nije bilo opskrbljeno krunicom (134).

Kako količina preostalog tvrdog zubnog tkiva direktno utječe na kliničku trajnost liječenih zubi, a opskrba krunicom predstavlja najbolju terapiju, svako očuvanje zubnog tkiva prilikom brušenja zuba može značajno utjecati na kliničku trajnost istoga. Klasične slojevane krunice, bilo metal-keramičke ili potpunokeramičke, zahtijevaju uklanjanje velike količine tvrdog zubnog tkiva. Kada se radi o endodontski liječenim zubima koji već imaju određeni gubitak zubnog tkiva, preostala količina zuba još je i manja nego kod vitalnih zubi. Stoga, svako smanjenje količine brušenja može značajno utjecati na kliničku trajnost istih.

Keramika predstavlja glavni i najvažniji materijal u suvremenoj dentalnoj medicini i niti jedan materijal u stomatologiji nije doživio toliko inovacija i novih sustava kao keramika. Tijekom povijesti keramički materijali konstantno su se razvijali i predstavljali su se novi sustavi za kliničku upotrebu. Cilj svih tih istraživanja bio je napraviti keramički sustav koji ima dobra mehanička svojstva i može se koristiti u svim indikacijama, biokompatibilan je, ima dobru kliničku trajnost i estetski u potpunosti može oponašati prirodne zube.

Razvoj dentalnih keramika išao je u smjeru razvoja materijala koji ponajprije ima dovoljnu čvrstoću da bi mogao zamijeniti metal. U početku su takvi materijali imali slaba mehanička svojstva, bili su slabo transparentni i estetski loši da bi se mogli samostalno koristiti te se na njih morala slojevati estetska keramika.

Danas postoje keramički sustavi koji gotovo u potpunosti mogu zadovoljiti većinu ovih zahtjeva. Suvremeni keramički sustavi omogućuju potpuno izbacivanje metala i korištenje potpunokeramičkih sustava za sve indikacije. Uz to, sve veći zahtjevi za restauracijama bez metala i vrhunskom estetikom također su doveli do razvoja mnogih novih potpunokeramičkih sustava koji omogućuju izradu potpunokeramičkih restauracija u potpunosti od čvrstog materijala bez ugrožavanja estetike. Osim toga, ti materijali imaju i izvrsna optička svojstva što omogućuje postizanje izvrsne estetike i prirodnoga izgleda fiksnoprotetskih radova.



Paralelno s razvojem keramičkih materijala razvijane su i unaprjeđivane i adhezivne tehnike što je dovelo do modifikacija klasičnih principa preparacija u fiksnoj protetici. Suvremena dentalna medicina sve se više okreće minimalno invazivnim postupcima i očuvanju što je moguće veće količine zuba, a klasične retencijske preparacije sve se više odbacuju.

Sukladno tomu, ovim istraživanjem htjelo se ispitati može li tanja, potpunokeramička monolitna krunica, osigurati dobru kliničku trajnost, a time i dovesti do dodatnog očuvanja zuba, ali i pružiti zadovoljavajući estetski rezultat što je s pacijentova stajališta često i najvažnija stvar.

Proizvođačeve preporuke o potrebnoj debljini materijala temelje se na mehaničkim karakteristikama istoga i laboratorijskim testiranjima u uvjetima koji se razlikuju od kliničkih. Dovoljna debljina keramike svakako je potrebna za postizanje odlične estetike, što se i očekuje od potpunokeramičkih sustava, ali i za osiguravanje dobre kliničke trajnosti nadomjestaka i smanjenje eventualnih komplikacija, prvenstveno puknuća keramike.

Razvoj novih materijala u stomatologiji, ali i usavršavanje postojećih, ponajprije adhezivnih sustava, doveo je do pomicanja fokusa samo s keramičkoga materijala na zub i nadomjestak kao jedinstvenu cjelinu. Keramički materijal time više nije jedini dio koji preuzima sve žvačne sile. Adhezivnim cementiranjem potpunokeramičkih radova dobivamo jedinstvenu cjelinu zuba i krunice (monoblok) u kojemu se sile koje djeluju na površinu keramike prenose i na zub omogućujući keramičkome materijalu podnošenje većih žvačnih sila u usporedbi s cementiranjem klasičnim neadhezivnim cementom (135). To je dokazano i u laboratorijskom istraživanju gdje je litij-disilikatna keramika cementirana kompozitnim cementom pokazala značajno veće vrijednosti maksimalnih sila nakon kojih je došlo do loma u odnosu na uzorke cementirane neadhezivnim cementom (cink-fosfatni cement) (136). Osim samo upotrebe kompozitnog cementa, vrsta cementa (dvostruko stvrdnjavajući, samoadhezivni), njegova debljina kao i podloga na koju se cementira (dentin ili caklina) također utječu na čvrstoću keramičkog materijala (136,136–138). Cementi koji zahtijevaju pripremu zuba, tanji sloj cementa kao i cementiranje na caklinu osiguravaju veće vrijednosti opterećenja do loma (136). Unatoč činjenici da je adhezija za caklinu puno bolja nego na dentin, kod cemenata koji zahtijevaju pripremu zuba adhezivom nije uočen značajan pad vrijednosti opterećenja do loma između keramike cementirane na caklinu i dentin. S druge strane, upotreba samoadhezivnog kompozitnog cementa značajno smanjuje vrijednosti otpornosti na lom kod cementiranja na dentin (136). To se posebno odnosi na pojedinačne krunice kod kojih je svaki dio keramike poduprt zubom. Upravo je ta činjenica omogućila korištenje određenih postojećih materijala za indikacije koje bez adhezivnoga cementiranja ne bi bile moguće. Osim toga, došlo je i do

smanjenja proizvođačevih preporuka o minimalnoj debljini određenih materijala upravo radi činjenice da sami materijal više nije jedini dio koji podnosi sve sile. Osim same debljine keramike i morfologija okluzalnih fisura kao i nagib kvržica utječu na otpornost keramike na lom (139).

Potpunokeramički radovi najčešće doživljavaju određenu vrstu kliničkog neuspjeha nakon višegodišnjeg korištenja, što može ići u prilog činjenici da je potreba za zamjenu više rezultat umora materijala i kontinuiranog djelovanja manjih sila uslijed specifičnih uvjeta i opterećenja u funkciji nego isključivo kratkotrajnoga preopterećenja uslijed djelovanja jako velikih sila. Upravo iz toga razloga klinička su ispitivanja neophodna za adekvatno testiranje određenoga materijala i jedina daju stvarni uvid kako će se određeni materijal ponašati tijekom višegodišnje upotrebe.

Do danas nema objavljenih kliničkih studija o preživljavanju monolitnih litij-disilikatnih krunica sa smanjenom debljinom stijenke od proizvođačeve preporuke. Također, nema niti kliničkih studija koje su uspoređivale pouzdanost monolitnih litij-disilikatnih krunica smanjene debljine stijenke sa slojevanim litij-disilikatnim krunicama ili nekim drugim vrstama potpunokeramičkih ili metal-keramičkih krunica. Unatoč nedostatku kliničkih studija nekoliko je autora provelo laboratorijska istraživanja u kojima su testirali mehanička svojstva, odnosno otpornost na lom, monolitnih litij-disilikatnih krunica s različitim debljinama stijenke.

Silva i sur. u laboratorijskoj su studiji testirali otpornost na lom dviju monolitnih IPS e.max CAD litij-disilikatnih krunica različitih debljina stijenki (72). Jedne su krunice imale okluzalnu stijenku debljine 1 mm, dok je kod drugih debljina okluzalne stijenke iznosila 2 mm, s debljinom aproksimalnih stijenki od 1,5 mm za sve krunice. Krunice su cementirane na bataljke od kompozitnog materijala koristeći kompozitni cement. Krunice su ispitivane na otpornost statičkim opterećenjem do loma (SLF – *single-load-to-fracture*) tijekom više ciklusa sve dok nije došlo do loma krunice ili završetka ispitivanja, a nakon svakog ciklusa opterećenja krunice su pregledane svjetlosnim mikroskopom. Rezultati studije uspoređeni su s dvije druge laboratorijske studije istog autora u kojima je testirana otpornost na lom slojevanih cirkonij-oksidnih krunica i metal-keramičkih krunica, uz korištenje istih metoda ispitivanja (140,141). Rezultati istraživanja pokazuju visoke vrijednosti SLF za obje vrste monolitnih litij-disilikatnih krunica. Prosječna vrijednost maksimalne sile nakon koje je došlo do loma monolitnih krunica okluzalne debljine 1 mm iznosila je 1535 N i bila je veća nego kod slojevanih krunica na bazi cirkonijevog dioksida i usporediva s otpornošću na lom metal-keramičkih krunica, dok su monolitne krunice okluzalne debljine 2 mm pokazale još veću otpornost na lom s prosječnom vrijednošću maksimalne sile od 1609 N. Osim testu opterećenja, krunice su podvrgnute i testu

zamora materijala. Sve komplikacije bile su vezane za opterećenje, a zamor materijala nije doveo do neuspjeha.

U drugoj laboratorijskoj studiji Seydler i sur. ispitivali su otpornost na lom monolitnih IPS e.max CAD krunica s debljinom stijenke od 0,5, 1 i 1,5 mm (142). Izvađeni treći kutnjaci korišteni su kao zubi nosači. Od svake debljine izrađene su dvije skupine krunica. Jedna skupina (osam krunica) bila je testirana neposredno nakon cementiranja, a druga je bila izložena umjetnom starenju i testu umora materijala koji je uključivao 1200000 ciklusa opterećenja s gornjom silom od 108 N, što odgovara petogodišnjoj kliničkoj trajnosti (143). Rezultati istraživanja pokazuju da je glavna vrsta neuspjeha krunica pod opterećenjem bio lom krunica, dok se ni na jednoj krunici nije dogodilo otkrhuće. Umjetno starenje i umor materijala značajno su utjecali na iznos maksimalne sile kod krunica s debljinom stijenke od 0,5 mm (470 N naspram 370 N). Krunice s debljinom stijenke od 1 mm i 1,5 mm postigle su slične rezultate. Prosječna maksimalna sila za krunice sa stijenkom debljine 1 mm iznosila je 800 N bez umjetnog starenja i 890 N nakon umjetnog starenja, dok su za krunice sa stijenkom od 1,5 mm te vrijednosti iznosile 1100 N i 980 N. Razlike tih sila za krunice s debljinom stijenke od 1 i 1,5 mm nisu bile značajne i starenje nije značajno utjecalo na otpornost na lom. Autor je također usporedio rezultate s dvjema prethodnim studijama koje su pokazale usporedive rezultate opterećenja monolitnih litij-disilikatnih krunica s debljinom stijenke od 1 mm s onima od metal-keramičkih i slojevanih cirkonij-oksidnih krunica (140,141). Prednost ove studije u usporedbi s prethodnom studijom Silve i sur. korištenje je ljudskih zuba umjesto umjetnih što može dovesti do pogrešne interpretacije rezultata testiranih materijala (144). Budući da je korištena tehnika adhezivnog cementiranja, studija je pružila realnije uvjete onima in vivo.

Nawafleh i sur. laboratorijski su testirali otpornost na lom IPS e.max CAD monolitnih krunica s okluzalnom debljinom od 2 mm i 1 mm stepenicom i okluzalnom debljinom od 1 mm i stepenicom od 0,8 mm (143). Krunice su cementirane na bataljak od umjetnog materijala koristeći kompozitni cement. U obje grupe dio krunica testiran je odmah nakon cementiranja, a dio krunica podvrgnut je procesu termičko mehaničkoga opterećenja kroz 1500000 ciklusa (500000 djelovanjem sile od 50 N, 500000 silom od 100 N i 500000 silom od 150 N) što odgovara šestogodišnjoj kliničkoj trajnosti (143). Uslijed umora materijala pojavila se pukotina na jednoj krunici s okluzalnom debljinom od 1 mm, što odgovara stopi šestogodišnjeg preživljavanja od 93,3%. Na krunicama s okluzalnom debljinom od 2 mm nije bilo vidljivih oštećenja. Test je pokazao značajno smanjenje otpornosti na umor materijala (40%) kod krunica s okluzalnom debljinom od 1 mm, dok kod krunica s okluzalnom debljinom od 2 mm nije bilo značajnog pada vrijednosti (8,2%). Isto tako, krunice s okluzalnom debljinom od 2 mm imale

su značajno više vrijednosti maksimalnih sila (prosječno 2340 N i 2150 N bez umora i nakon umora materijala naspram 1750 N i 1050 N). Unatoč tomu, krunice s okluzalnom debljinom od 1 mm pokazale su slične vrijednosti otpornosti na lom kao i u prethodnim dvama istraživanjima. Yu i sur. testirali su otpornost na lom monolitnih IPS e.max Press krunica s pet različitih debljina stijenki, 0,5 mm, 0,8 mm, 1 mm, 1,2 mm i 1,5 mm (145). Krunice su također bile cementirane na umjetni bataljak koristeći kompozitni cement. Prije testiranja krunice su bile podvrgnute temperaturnim ciklusima radi simulacije umjetnog starenja. Prosječne vrijednosti sila kod kojih je došlo do loma iznosile su 685 N za krunice debljine stijenke 0,5 mm, 1100 N za 0,8 mm, 1340 N za 1 mm, 1525 N za 1,2 mm i 1830 za krunice debljine stijenke od 1,5 mm. Kod svih krunica došlo je pucanja cijele krunice. Sve krunice, osim krunica s debljinom stijenke od 0,5 mm, postigle su rezultate veće od prosječnih žvačnih sila na stražnjim zubima. Unatoč tomu, autor ne preporuča debljinu stijenke od 0,8 mm jer su dvije krunice puknule pri manjim silama. S druge strane, nije bilo značajne razlike između otpornosti na lom kod krunica s debljinom stijenke od 1,2 mm i 1,5 mm te autor preporučuje debljinu stijenke od 1 ili 1,2 mm. Chen i sur. ispitivali su otpornost na lom IPS e.max krunica sa okluzalnom debljinom od 1.5 mm i zaobljenom stepenicom od 1 mm i okluzalnom debljinom od 0.7 mm sa zaobljenom stepenicom od 0.5 mm cementiranih na dvije vrste bataljka (137). Krunice debljine 1.5 mm bile su cementirane na kompozitni bataljak (3M Paradigm MZ100) sa modulom elastičnosti sličnim dentinu (18GPa) dok su krunice debljine 0.7 mm bile cementirane na isti kompozitni bataljak i keramički bataljak (IPS e.max) sa modulom elastičnosti sličnim caklini (~95GPa), koristeći isti kompozitni cement za sve krunice (146,147). Nije bilo statistički značajne razlike između krunica, te su krunice sa okluzalnom debljinom od 1 mm ostvarile prosječne vrijednosti otpornosti na lom od 1228 N (kompozitni bataljak) i 1377 N (keramički bataljak). Autor zaključuje da IPS e.max krunice sa okluzalnom debljinom manjom od 1 mm mogu podnesti dovoljno velike sile da izdrže maksimalne žvačne sile na stražnjim zubima.

Magne i sur. ispitivali su otpornost na lom litij-disilikatnih krunica sa jedinstvenom debljinom od 0.7 mm cementirane kompozitnim cementom na bataljak od umjetnog materijala (148). Prosječna sila koja je uzrokovala lom iznosila je 1123 N. Dobivene rezultate autor je usporedio sa prijašnjim istraživanjem u kojemu su testirane litij-disilikatne krunice sa debljinom stijenke od 1.5 mm (149). Iako su krunice sa većom debljinom ostvarile veće vrijednosti otpornosti na lom, litij-disilikatne krunice debljine 0.7 mm izdržale su sile koje odgovaraju maksimalnim žvačnim silama prilikom žvakanja.

Sieper i sur. testirali su IPS e.max CAD monolitne krunice okluzalne debljine 1 mm i 1.5 mm i debljinom stijenki 0.8 mm i 1 mm (150). Krunice su bile podvrgnute dinamičkom i statičkom

opterećenju i uspoređene sa krunicama iste debljine izrađenim od VITA Enamic i VITA Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka) keramike. Dinamičko opterećenje nije utjecalo na lomnu čvrstoću i nije bilo razlike između tanjih i debljih krunica. IPS e.max krunice sa okluzalnom debljinom od 1 mm ostvarile su najveće vrijednosti opterećenja na lom sa vrijednostima većim od 2000 N te autor zaključuje da upotreba IPS e.max keramike omogućuje manje invazivni pristup i smanjenje debljine stijenke.

Kako bi ovi rezultati bili upotrebljivi, treba ih usporediti s prosječnim silama koje se javljaju prilikom žvakanja. Prethodna istraživanja pokazala su da maksimalne svjesne žvačne sile variraju između 382 N do 800 N (151–153). Međutim, važno je napomenuti da se te sile u pravilu raspoređuju na više kontakata i zubi, a ne na pojedinačni kontakt kako se simulira u laboratorijskim ispitivanjima (142,145). Sukladno tomu, u normalnim fiziološkim opterećenjima iznos sila koje djeluju na pojedinačni zub ili na dio zuba manji je od spomenutih vrijednosti. Prosječna vrijednost sila koje djeluju na zube prilikom žvakanja i gutanja iznose između 10 N i 120 N, što je višestruko manje od dobivenih laboratorijskih rezultata (143,154–156). Određena nefiziološka stanja, kao parafunkcije ili bruksizam, mogu dovesti do većih sila na pojedinačni zub ili dio zuba, ali kako takve situacije predstavljaju patološka stanja ne mogu su uzimati kao mjerodavna za potrebne vrijednosti čvrstoće određenoga keramičkoga materijala.

Dobiveni rezultati u svima ovim studijama ponajprije mogu biti pokazatelj izdržljivosti monolitnih krunica izrađenih od litij-disilikatne keramike, ali ne predstavljaju stvarne kliničke uvjete. Korištenje uglavnom statičkog opterećenja, jednoplošnog ili višeplošnog i sila okomitih na površinu keramike svakako ne predstavlja stvarno djelovanje sila na krunicu prilikom žvakanja. Unatoč tomu, laboratorijske studije daju smjernice za klinička ispitivanja koja još uvijek predstavljaju najbolji i jedini način objektivnog testiranja kliničke trajnosti različitih keramičkih sustava.

Rezultati ovog istraživanja u korelaciji su s rezultatima navedenih laboratorijskih istraživanja u kojima su monolitne krunice debljine stijenke od 1 mm ostvarile dobre vrijednosti otpornosti na lom. Nakon godinu dana jedna je monolitna krunica puknula. Na okluzalnoj plohi uočena je linija loma keramike te je krunica zamijenjena novom krunicom, a pacijent isključen iz studije. Vrsta kliničkoga neuspjeha, lom krunice, također je u skladu s laboratorijskim rezultatima u kojima je kod svih krunica nakon graničnoga djelovanja sile došlo do puknuća krunice. Na preostalim krunicama nisu uočena nikakva površinska oštećenja ili otkrhuća. S obzirom da su sve preostale krunice ocijenjene kao klinički uspješne, može se reći da je trogodišnja klinička

uspješnost monolitnih litij-disilikatnih krunica smanjene debljine stijenke u ovome istraživanju bila 96%.

Što se tiče kliničkih studija, nekoliko je autora ispitivalo kliničku trajnost pojedinačnih monolitnih litij-disilikatnih krunica. Samo su dvije retrospektivne studije testirale monolitne krunice s djelomično smanjenom debljinom stijenke (157,158). Obje studije testirale su minimalno invazivni pristup koji se bazirao na vrsti preparacije. Zubi su bili tangencionalno preparirani s rubnom redukcijom od 0,3 mm i okluzalnom od 1 mm do 1,5 mm. Krunice su bile izrađene koristeći IPS e.max CAD i IPS e.max Press, ali u obje studije nije navedena točna debljina krunica. Cortellini i Canale ukupno su pratili 235 krunica od čega je 99 krunica bilo na stražnjim zubima (157). U tri godine samo je jedna krunica na stražnjem zubu puknula, a kod svih ostalih krunica nije bilo nikakvih komplikacija. U drugoj studiji, Schmitz i sur. pratili su kliničku trajnost 627 monolitnih krunica (158). Prosječni period praćenja iznosio je 48 mjeseci. Devet krunica ocijenjeno je neuspješnim, od kojih je sedam puknulo, a dvije su imale veliko otkrhuće keramike. Ove dvije studije možemo djelomično usporediti s provedenim istraživanjem jer je u svim studijama rubna debljna krunica, odnosno veličina rubne preparacije bila manja od proizvođačeve preporuke. Smanjenje debljine keramike na stepenici niti u jednoj studiji nije bio uzrok komplikacija, odnosno nije došlo do puknuća keramike na rubu krunice uzrokovanog smanjenom debljinom materijala. Osim toga, klinička trajnost iznosila je preko 96% što se također poklapa s dobivenim rezultatima i predstavlja odličan rezultat.

Ostale kliničke studije testirale su kliničku trajnost pojedinačnih litij-disilikatnih krunica na stražnjim zubima s preporučenom debljinom stijenke (53,59,62,73,75–77,142,159,160). Vrijeme praćenja krunica bilo je od dvije do šesnaest godina. Klinički uspjeh iznosio je od 80% do 100%. Rezultati kliničkih ispitivanja u razdoblju do četiri godine približno su slični i pokazuju visok postotak uspješnosti (95% do 100%) što se poklapa s kliničkom trajnošću u ovome istraživanju (53,59,62,73–75). S druge strane, rezultati studija koji su pratili kliničku trajnost u razdoblju od deset ili više godina pokazuju različite rezultate (76,77,159). Dok su Rauch i sur. dobili vrijednosti od 83,5% nakon 10 godina i 80% nakon 15 godina, Malament i sur. imali su 96% kliničkog uspjeha nakon čak 16,9 godina. Isto tako, važno je napomenuti da je većina komplikacija u svim ovim studijama bila biološkog karaktera, a ne isključivo vezana za materijal, odnosno litij-disilikatnu keramiku (161). Biološke komplikacije, kao puknuće zuba, karijes, perapikalni proces ili fraktura korijena nisu zabilježene u ovome istraživanju. Većina studija za ocjenu krunica koristila je USPHS kriterije (53,59,62,74,76,159,160). Dvije studije pokazale su pojavu rubne diskoloracije na nekoliko krunica što je također i ovdje zabilježeno, ali su sve diskoloracije bile samo lagana promjena boje te su klasificirane kao

klinički uspjeh (53,59). Većina je autora ocjenjivala boju krunica, ali niti jedna studija nije uspoređivala boju s nekim drugim keramičkim sustavom (53,59,62,74,76,159). Dobiveni rezultati vezani za boju također se poklapaju s ovim istraživanjem. Većina krunica ocijenjena je s A, manji broj s B, a niti jedna krunica nije ocijenjena s C ili D.

Sva ova klinička istraživanja dokazuju odličnu kliničku trajnost monolitnih IPS e.max litij-disilikatnih krunica, kako kratkoročno tako i nakon dugoročnoga vremena u upotrebi. Osim toga, dokazano je da se i s tanjim materijalom može ostvariti vrlo dobra estetika i izuzetno zadovoljstvo pacijenata. Unatoč relativno kratkom periodu praćenja od tri godine, možemo reći da IPS e.max litij-disilikatne pojedinačne krunice na stražnjim zubima izrađene sa smanjenom debljinom stijenke imaju usporedivu kliničku uspješnost s monolitnim litij-disilikatnim krunicama s debljinom stijenke po proizvođačevoj preporuci. Ovakav koncept svakako je u skladu s minimalno invazivnim trendovima u suvremenoj dentalnoj medicini gdje su biološki aspekti i očuvanje tvrdoga zubnog tkiva na prvome mjestu.

Što se tiče klasičnih slojevanih krunica, dobiveni rezultati pokazuju izvrsne kliničke rezultate nakon tri godine. U većini kategorija nije bilo nikakvih komplikacija. Na jednoj krunici pojavila se rubna diskoloracija koja je ocijenjena s B što predstavlja klinički uspjeh. Osim toga, kod dvije krunice nije bilo aproksimalnog kontakta što ne mora nužno biti povezano s promatranim zubom i nije rezultat komplikacije same keramike.

Ovi rezultati u skladu su s rezultatima prethodnih kliničkih studija u kojima je klinička uspješnost slojevanih IPS e.max litij-disilikatne krunica u periodu do 11 godina bila preko 95% (66–70).

Lagana promjena boje na granici krunice i zuba uočena je kod većeg broja monolitnih nego slojevanih krunica. Iako nije bilo značajne razlike u rubnoj diskoloraciji između skupina, unutar skupine monolitnih krunica zabilježena je značajna razlika nakon 36 mjeseci. Veća učestalost rubne diskoloracije može biti posljedica lagane promjene boje kompozitnog cementa. Nekoliko laboratorijskih studija dokazalo je da kompozitni cementi uz rub restauracije već nakon godine dana mijenjaju boju i da ta promjena boje može utjecati na estetski izgled rada (162–166). Promjena boje u navedenim istraživanjima ( $\Delta E$ ) iznosila je između 0,98 i 4,7 što predstavlja vrijednosti vidljive ljudskome oku. Osim toga, veća promjena boje uočena je kod dvostruko stvrdnjavajućih cemenata u odnosu na svjetlosno stvrdnjavajuće što može biti posljedica oksidacije aromatičnih tercijarnih amina kojih nema u svjetlosno stvrdnjavajućim kompozitnim cementima (163,165). Utjecaj debljine keramike također utječe na vidljivost rubne promjene boje. Kako je veći broj rubnih diskoloracija uočen kod monolitnih krunica, upravo smanjena debljina materijala na rubu krunice (0,6 mm) vjerojatno je razlog takvoj pojavi. Uz to,

dvostruko stvrđavajući kompozitni cement korišten je za cementiranje krunica što je dodatni mogući razlog povećanog broja rubnih diskoloracija kod monolitnih krunica. Osim laboratorijskih, nekoliko autora provelo je i kliničke studije koje su analizirale promjenu boje kompozitnog cementa uz rub keramičkih ljuskica (167–169). Sve studije također su potvrdile laganu promjenu boje već nakon šest mjeseci, a razlike u boji bile su slične onima iz laboratorijskih studija. Razni dinamički utjecaji u usnoj šupljini kao promjene temperature, konstantna vlažnost ili utjecaj pigmenta iz hrane i pića također mogu uzrokovati laganu promjenu boje cementa, naročito ako je nešto veća rubna pukotina i veća površina cementa izložena utjecajima usne šupljine (167). Marchionatti i sur. uočili su laganu promjenu boje u 10% slučajeva nakon godine dana i u čak 35% slučajeva nakon dvije godine (167). Iako su lagane promjene boje bile uočljive i ocijenjene s B (USPHS kriteriji), nisu utjecale na konačno zadovoljstvo bojom nadomjestka što je u korelaciji s ovom studijom u kojoj lagane promjene boje na rubu krunica također nisu utjecale na estetsko zadovoljstvo. Iako su navedene kliničke studije pratile rubnu promjenu boje na keramičkim ljuskicama koje su u pravilu dosta tanke, rubna debljina monolitnih krunica od samo 0,6 mm može se usporediti jer je u jednoj studiji rubna debljina keramike bila čak i veća (0,75 mm) (167).

Kako je debljina keramike izravno povezana s estetikom, to je bila druga stvar koja je testirana. Za razliku od većine drugih studija, željelo se vidjeti zadovoljstvo pacijenata isporučenim krunicama. Za ocjenu zadovoljstva dobivenim krunicama korištena je vizualna analogna skala (VAS). U mnogim slučajevima očekivanja pacijenata niža su od očekivanja stomatologa, osobito u stražnjoj regiji, a često su zubi čak i previše preparirani kako bi se dobilo dovoljno mjesta za estetski materijal. To se također vidjelo u ovoj studiji u kojoj je zadovoljstvo pacijenata estetikom monolitnih krunica bilo puno veće od zadovoljstva specijalista stomatološke protetike. Dok je prosječno zadovoljstvo estetikom monolitnih krunica stomatologa iznosilo 83%, prosječno estetsko zadovoljstvo pacijenata nakon cementiranja bilo je 99%. Isto tako, blaga nepodudarnost u boji koja je zabilježena kod deset monolitnih krunica također nije utjecala na pacijentovo estetsko zadovoljstvo. Razlika je vjerojatno rezultat tanje keramike i razlike u translucenciji, što su primijetili kliničari, ali u većini slučajeva pacijenti nisu. Što se tiče slojevanih krunica, prosječno zadovoljstvo stomatologa estetikom krunica iznosilo je 89%, a prosječno je zadovoljstvo pacijenata bilo također 99%. Zanimljivo je da unatoč činjenici da je zadovoljstvo protetičara slojevanim krunicama bilo veće nego kod monolitnih i da je postojala značajna razlika u ocijeni boje između monolitnih i slojevanih krunica, prosječno estetsko zadovoljstvo pacijenata slojevanim krunicama bilo je gotovo isto kao i za monolitne krunice.



Većina kliničkih studija koje su testirale monolitne krunice, ali s preporučenom debljinom stijenke, ocijenjivale su i boju koristeći USPHS ili CDA kriterije. Većina krunica ocijenjena je s A ili B, a procjenu boje radio je kliničar i pacijenti nisu bili uključeni u ocjenjivanje boje. Ti se rezultati poklapaju s dobivenim rezultatima u ovome istraživanju gdje je također većina krunica ocijenjena s A ili B. Samo su dvije studije uključile i pacijente u procjenu boje, odnosno zadovoljstva (74,75). U studiji koju su proveli Seydler i Schmitter, pacijenti su koristeći USPHS kriterije ocjenjivali oblik i boju krunica i svi ispitanici ocijenili su krunice kao dobre do izvrsne u ovoj kategoriji. Samo je jedna studija ocjenjivala zadovoljstvo pacijenata dobivenim krunicama (75). Za procjenu je također korištena VAS duga 100 mm, kao i u ovome istraživanju. Pacijenti su ocjenjivali boju, oblik, aproksimalne kontakte (vezano za ulazak hrane) i kvalitetu žvakanja. Pacijentovo zadovoljstvo bojom iznosilo je 94%, oblikom 95%, funkcijom 92% i aproksimalnim kontaktima 96%. Osim pacijenata, zadovoljstvo je ocjenjivao i kliničar također koristeći VAS. Prosječno zadovoljstvo kliničara iznosilo je 91% za boju, 92% za oblik i 93% za aproksimalne kontakte. Ove rezultate možemo usporediti s provedenim istraživanjem jer je u obje studije zadovoljstvo pacijenata bilo značajno veće od zadovoljstva stomatologa.

Ovi su rezultati u skladu s pretpostavkom studije da pacijenti ne primjećuju manje detalje koji mogu toliko utjecati na estetiku i boju te da su očekivanja pacijenata često niža od očekivanja kliničara, što dovodi do puno većeg zadovoljstva. Nakon godinu dana prosječno estetsko zadovoljstvo pacijenata je čak i poraslo, što nas navodi na zaključak da samo estetika pacijentima nije toliko važna koliko se misli, a ako i postoje neki manji nedostaci ili materijal koji su odabrali ne omogućuje savršenu estetiku nakon nekog vremena većina pacijenata ne bi primijetila nikakvu razliku. Činjenica da nakon jedne godine pacijenti nisu imali nikakvih komplikacija s dobivenim krunicama vjerojatno je isto utjecala na njihovo zadovoljstvo i na to da je estetsko zadovoljstvo nakon godine dana bilo čak i malo više. Temeljem ovih rezultata može se zaključiti da je “žrtvovanje“ savršene estetike na stražnjim zubima u korist bioloških faktora, odnosno očuvanja veće količine tvrdog zubnog tkiva, opravdano i preporučljivo. Iako su u ovu studiju bili uključeni samo endodontski liječeni zubi, ova se činjenica može primijeniti i na vitalne zube, posebno kod mladih osoba s velikom pulpnom komorom, kod kojih svako smanjenje brušenja ostavlja deblju stijenku do pulpe i smanjuje rizik naknadnog gubitka vitaliteta, što je jedna od posljedica koje se s vremenom znaju javljati nakon opskrbe vitalnog zuba krunicom, a koja je posljedica preopsežnog brušenja (170).

Kako je zadovoljstvo pacijenata estetikom obje vrste krunica bilo gotovo jednako, ispunjen je cilj istraživanja i može se reći da smanjenje debljine stijenke i korištenje materijala koji ima

nešto slabija estetska svojstva nije utjecalo na pacijentovo zadovoljstvo. S druge strane, dokazano je da postoji razlika u estetskom zadovoljstvu između pacijenata i specijalista stomatološke protetike. Ta je činjenica bila i za očekivati te govori da isključivo estetika, ponajprije na stražnjim zubima, ne treba biti fokus terapije, nego da očuvanje zubnoga tkiva također treba uzeti u obzir, pogotovo danas kada postoje materijali koji to svojim mehaničkim karakteristikama dozvoljavaju.

Ova klinička studija dokazala je odličnu kliničku uspješnost IPS e.max litij-disilikatnih krunica sa smanjenom debljinom stijenke, usporedivu s klasičnim slojevanim krunicama. Kako je ovo jedina klinička studija koja je ispitala trajnost litij-disilikatne krunice sa smanjenom debljinom stijenke, daljnja istraživanja potrebna su da bi ovakav klinički pristup postao standard. Isto tako, vrijeme trajanja studije djelomično je ograničavajući čimbenik te je potrebno daljnje praćenje radi utvrđivanja dugoročne kliničke trajnosti. Unatoč tomu, laboratorijska ispitivanja dokazala su pouzdanost litij-disilikatnih krunica sa smanjenom debljinom stijenke.

Kako se suvremena dentalna medicina sve više okreće minimalno invazivnom pristupu, ovakav klinički pristup svakako je nešto što će postati standard u dentalnoj medicini. Osim toga, danas postoje i drugi materijali, prvenstveno cirkonij-oksida keramika, koji imaju izuzetne mehaničke karakteristike i dobra estetska svojstva te omogućuju izradu tankih fiksnih nadomjestaka uz očuvanje zubnog tkiva i istovremeno postizanje visokog stupnja zadovoljstva pacijenata.



1. Smanjenje debljine stijenke nije utjecalo na estetsko zadovoljstvo te nije bilo razlike između zadovoljstva pacijenata estetikom monolitnih i slojevanih krunica.
2. Zadovoljstvo estetikom specijalista stomatološke protetike manje je za obje vrste krunica od zadovoljstva pacijenata.
3. Smanjenje debljine stijenke ispod proizvođačeve preporuke nije utjecalo na trogodišnju kliničku trajnost monolitnih IPS e.max krunica te je ista usporediva s klasičnim slojevanim IPS e.max krunicama.



1. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2008 Feb;39(2):117–29.
2. Dammaschke T, Steven D, Kaup M, Ott K. Long-term Survival of Root-canal-treated Teeth: A Retrospective Study Over 10 Years. *J Endod*. 2003 Oct;29(10):638–43.
3. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: A retrospective cohort study. *J Prosthet Dent*. 2005 Feb;93(2):164–70.
4. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2002 Jun;22(3):241–9.
5. Tufts University. Perseus Digital Library. [Internet] (pristupljeno 13. veljače 2023.) <https://www.perseus.tufts.edu/hopper/text?doc=Perseus:text:1999.04.0058:entry=ke/ramos>.
6. Babu JP, Alla RK, Alluru VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. *Am J Mater Eng Technol*. 2015 Mar;3(1):13–8.
7. Leksikografski zavod Miroslav Krleža. Proleksis enciklopedija. [Internet] (pristupljeno 16. veljače 2023.) <https://proleksis.lzmk.hr/23695/>.
8. Leksikografski zavod Miroslav Krleža. Hrvatska enciklopedija. [Internet] (pristupljeno 16. veljače 2023.) <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=22304>.
9. Mehulić K. Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2017.
10. Leksikografski zavod Miroslav Krleža. Hrvatska enciklopedija. [Internet] (pristupljeno 16. veljače 2023.) <https://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=30267>.
11. Živko-Babić J, Ivaniš T, Mehulić K, Predanić-Gašparac H. Pregled pojedinih keramičkih sustava II. dio: sastav i svojstva. *Acta Stomatol Croat*. 1995 Mar;29(1):55–62.
12. Saint-Jean SJ. Dental Glasses and Glass-ceramics. In: *Advanced Ceramics for Dentistry* [Internet]. Elsevier; 2014 [citirano 21. travnja 2023.]. p. 255–77. Dostupno na: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978012394619500012213>. Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996 Apr;7(2):134–43.
13. Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996 Apr;7(2):134–43.
14. Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annu Rev Mater Sci*. 1997 Aug;27(1):443–68.
15. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):513–30.

16. Zhang F, Vleugels J. Mechanical Properties of Dental Ceramics. In: Encyclopedia of Materials: Technical Ceramics and Glasses [Internet]. Elsevier; 2021 [citirano 27. travnja 2023.]. p.784–97. Dostupno na: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128185421000667>
17. Tetè S, Zizzari VL, Borelli B, De Colli M, Zara S, Sorrentino R, et al. Proliferation and adhesion capability of human gingival fibroblasts onto zirconia, lithium disilicate and feldspathic veneering ceramic in vitro. *Dent Mater J*. 2014 Feb;33(1):7–15.
18. Forster A, Ungvári K, Györgyey Á, Kukovecz Á, Turzó K, Nagy K. Human epithelial tissue culture study on restorative materials. *J Dent*. 2014 Jan;42(1):7–14.
19. Ariaans K, Heussen N, Schiffer H, Wienert AL, Plümäkers B, Rink L, et al. Use of molecular indicators of inflammation to assess the biocompatibility of all-ceramic restorations. *J Clin Periodontol*. 2016 Feb;43(2):173–9.
20. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2016 Aug;116(2):257–63.
21. Hany RA. Optical properties of dental ceramics. *Biomater J*. 2022 Feb;1(2):18–27.
22. Almohammed SN, Alshorman B, Abu-Naba'a LA. Optical Properties of Five Esthetic Ceramic Materials Used for Monolithic Restorations: A Comparative In Vitro Study. *Ceramics*. 2022 Nov 10;5(4):961–80.
23. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *J Dent*. 2014 Sep;42(9):1202–9.
24. Lee YK, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater*. 2005 Nov;21(11):1068–74.
25. Cho MS, Yu B, Lee YK. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dent Mater*. 2009 Jun;25(6):695–702.
26. Kurt M, Bankoğlu G, Güngör M, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B. Effects of glazing methods on the optical and surface properties of silicate ceramics. *J Prosthodont Res*. 2020 Apr;64(2):202–9.
27. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018 Apr;119(4):593–9.
28. Porojan L, Vasiliu RD, Bîrdeanu MI, Porojan SD. Surface Characterization and Optical Properties of Reinforced Dental Glass-Ceramics Related to Artificial Aging. *Molecules*. 2020 Jul 28;25(15):3407.
29. Sabet H, Wahsh M, Sherif A, Salah T. Effect of different immersion times and sintering temperatures on translucency of monolithic nanocrystalline zirconia. *Future Dent J*. 2018 Jun;4(1):84–9.

30. Barizon KTL, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):864–70.
31. Gunal B, Ulusoy MM. Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *J Esthet Restor Dent*. 2018 Sep;30(5):434–41.
32. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of Ceramic Materials for CEREC CAD/CAM System: Translucency of Cerec Ceramic Materials. *J Esthet Restor Dent*. 2014 Aug;26(4):224–31.
33. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater*. 2015 Oct;31(10):1180–7.
34. Blackburn J, Jackson T, Cook R, Sulaiman TA. Optical properties of a novel glass-ceramic restorative material. *J Esthet Restor Dent*. 2021 Dec;33(8):1160–5.
35. Yildirim B, Recen D, Tekeli Simsek A. Effect of cement color and tooth-shaded background on the final color of lithium disilicate and zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: An in vitro study. *J Esthet Restor Dent*. 2021 Mar;33(2):380–6.
36. Perroni AP, Amaral C, Kaizer MR, Moraes RRD, Boscato N. Shade of Resin-Based Luting Agents and Final Color of Porcelain Veneers: SHADE OF PORCELAIN VENEERS. *J Esthet Restor Dent*. 2016 Sep;28(5):295–303.
37. Dede DÖ, Ceylan G, Yilmaz B. Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*. 2017 Apr;117(4):539–44.
38. Bacchi A, Boccardi S, Alessandretti R, Pereira GKR. Substrate masking ability of bilayer and monolithic ceramics used for complete crowns and the effect of association with an opaque resin-based luting agent. *J Prosthodont Res*. 2019 Jul;63(3):321–6.
39. Chaiyabutr Y, Kois JC, LeBeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent*. 2011 Feb;105(2):83–90.
40. Leksikografski zavod Miroslav Krleža. Hrvatska enciklopedija. [Internet] (pristupljeno 16. travnja 2023.) <https://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=69487>.
41. Kelly JR. Dental Ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc*. 2008 Sep;139:S4–7.
42. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2014 Jan;35(1):38–43.
43. Denry I, Holloway J. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*. 2010 Jan 11;3(1):351–68.



44. Anusavice KJ, Shen C, Rawls R. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. St Louis: Saunders; 2012.
45. Sakaguchi R, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. Elsevier Inc.; 2012.
46. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dent Clin North Am*. 2011 Apr;55(2):333–52.
47. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*. 2016 May;28(3):227–35.
48. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice: Ceramic materials in dentistry. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56:84–96.
49. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010 Oct;13(4):195-203.
50. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>.
51. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon*. 2011 Jul;3(3):109–15.
52. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018 Sep 24;6(9):1742–55.
53. Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. *J Prosthet Dent*. 2010 Feb;103(2):80–90.
54. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*. 2004 Jun;20(5):441–8.
55. Alqahtani N. Optical properties Of CAD-CAM lithium disilicate glass-ceramic in different firing temperatures and thicknesses. [Internet] 2016 [citirano 18. travnja 2023.]; Dostupno na: <https://scholarworks.iupui.edu/handle/1805/10236>
56. Datla SR, Alla RK, Alluru VR, P JB. Dental Ceramics: Part II – Recent Advances in Dental Ceramics. *Am J Mater Eng Technol*. 2015 Apr;3(2):19–26.
57. Vivadent Ivoclar. Scientific Documentaion IPS e.max CAD. 2011.
58. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res*. 2014 Oct;58(4):208–16.
59. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *J Am Dent Assoc*. 2010 Jun;141:10S-14S.

60. Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TMG. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass–ceramic. *Dent Mater.* 2015 Aug;31(8):928–40.
61. Al Mansour F, Karpukhina N, Grasso S, Wilson RM, Reece MJ, Cattell MJ. The effect of spark plasma sintering on lithium disilicate glass-ceramics. *Dent Mater.* 2015 Oct;31(10):e226–35.
62. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig.* 2013 Sep;17(7):1765–72.
63. Vivadent Ivoclar. Scientific Documentaion IPS e.max Press. 2011;
64. Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018 Apr;34(4):238–42.
65. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2010 Nov-Dec;31(9):682–4, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
66. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan;17(1):275–84.
67. Liebermann A, Erdelt K, Brix O, Edelhoff D. Clinical Performance of Anterior Full Veneer Restorations Made of Lithium Disilicate with a Mean Observation Time of 8 Years. *Int J Prosthodont.* 2020 Jan;33(1):14–21.
68. Hammoudi W, Trulsson M, Svensson P, Smedberg JI. Long-term results of a randomized clinical trial of 2 types of ceramic crowns in participants with extensive tooth wear. *J Prosthet Dent.* 2022 Feb;127(2):248–57.
69. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2015 Sep;114(3):364–6.
70. Simeone P, Gracis S. Eleven-Year Retrospective Survival Study of 275 Veneered Lithium Disilicate Single Crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2017 Sep;35(5):685–94.
71. Zhao K, Wei YR, Pan Y, Zhang XP, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater.* 2014 Feb;30(2):164–71.
72. Silva NRFA, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res.* 2012 Mar;91(3):305–10.
73. Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont.* 2010 May-Jun;23(3):214–6.

74. Seydler B, Schmitter M. Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. *J Prosthet Dent.* 2015 Aug;114(2):212–6.
75. Aziz A, El-Mowafy O, Tenenbaum HC, Lawrence HP, Shokati B. Clinical performance of chairside monolithic lithium disilicate glass-ceramic CAD-CAM crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2019 Nov;31(6):613–9.
76. Rauch A, Lorenz L, Reich S, Hahnel S, Schmutzler A, Schierz O. Long-term survival of monolithic tooth-supported lithium disilicate crowns fabricated using a chairside approach: 15-year results. *Clin Oral Investig.* 2023 Jul;27(7):3983-3989.
77. Malament KA, Margvelashvili-Malament M, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Att W. Comparison of 16.9-year survival of pressed acid etched e.max lithium disilicate glass-ceramic complete and partial coverage restorations in posterior teeth: Performance and outcomes as a function of tooth position, age, sex, and thickness of ceramic material. *J Prosthet Dent.* 2021 Oct;126(4):533–45.
78. Höland W, Beall GH. *Glass-Ceramic Technology.* 2nd ed. Westerville: Wiley-American Ceramic Society; 2012.
79. Höland W, Rheinberger V. Nucleation and crystallization phenomena in glass-ceramics. *Adv Eng Mater.* 2001 Oct;3(10):768–74.
80. Zhang Y, Kelly JR. *Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering.* *Dent Clin North Am.* 2017 Oct;61(4):797–819.
81. Jakovac M. *Protokol.* Zagreb: Stega-tisak d.o.o.; 2023.
82. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001 Jan;85(1):61–6.
83. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993 Jan;51(1):59–64.
84. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater.* 2008 Aug;24(8):1107–13.
85. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of Porcelain-veneered Structures in Fatigue. *J Dent Res.* 2007 Feb;86(2):142–6.
86. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health.* 2018 Dec;18(1):5.
87. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013 Apr;29(4):419–26.
88. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 Oct;26:34–42.

89. Alves De Lucena M, Relvas A, Lefrançois M, Venício Azevedo M, Sotelo P, Sotelo L. Resin matrix ceramics – mechanical, aesthetic and biological properties. *RGO - Rev Gaúcha Odontol.* 2021 Jun;69:e20210018.
90. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent.* 2015 Oct;e495–500.
91. Dammaschke T, Nykiel K, Sagheri D, Schäfer E. Influence of coronal restorations on the fracture resistance of root canal-treated premolar and molar teeth: A retrospective study: Post-Endodontic Restorations and Fracture. *Aust Endod J.* 2013 Aug;39(2):48–56.
92. Mannocci F, Bitter K, Sauro S, Ferrari P, Austin R, Bhuvu B. Present status and future directions: The restoration of root filled teeth. *Int Endod J.* 2022 Oct;55(S4):1059–84.
93. Suksaphar W, Banomyong D, Jirathanyanatt T, Ngoenwiwatkul Y. Survival Rates from Fracture of Endodontically Treated Premolars Restored with Full-coverage Crowns or Direct Resin Composite Restorations: A Retrospective Study. *J Endod.* 2018 Feb;44(2):233–8.
94. Kishen A, Asundi A. Experimental investigation on the role of water in the mechanical behavior of structural dentine. *J Biomed Mater Res A.* 2005 May 1;73A(2):192–200.
95. Kishen A, Vedantam S. Hydromechanics in dentine: Role of dentinal tubules and hydrostatic pressure on mechanical stress–strain distribution. *Dent Mater.* 2007 Oct;23(10):1296–306.
96. Yan W, Montoya C, Øilo M, Ossa A, Paranjpe A, Zhang H, et al. Reduction in Fracture Resistance of the Root with Aging. *J Endod.* 2017 Sep;43(9):1494–8.
97. Kishen A. Biomechanics of fractures in endodontically treated teeth. *Endod Top.* 2015 Nov;33(1):3–13.
98. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 1994 Apr;10(2):91–3.
99. Patel S, Bhuvu B, Bose R. Present status and future directions: vertical root fractures in root filled teeth. *Int Endod J.* 2022 May;55(S3):804–26.
100. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992 Jul;18(7):332–5.
101. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod.* 1999 Jan;25(1):6–8.
102. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989 Nov;15(11):512–6.
103. Howe CA, McKendry DJ. Effect of Endodontic Access Preparation on Resistance to Crown-Root Fracture. *J Am Dent Assoc.* 1990 Dec;121(6):712–5.

104. Al-Nuaimi N, Ciapryna S, Chia M, Patel S, Mannocci F. A prospective study on the effect of coronal tooth structure loss on the 4-year clinical survival of root canal retreated teeth and retrospective validation of the Dental Practicality Index. *Int Endod J*. 2020 Aug;53(8):1040–9.
105. Stanley HR. Pulp capping: Conserving the dental pulp—Can it be done? Is it worth it? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1989 Nov;68(5):628–39.
106. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am*. 2002 Apr;46(2):367–84.
107. Pantvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1995 Feb;21(2):57–61.
108. Shu X, Mai QQ, Blatz M, Price R, Wang XD, Zhao K. Direct and Indirect Restorations for Endodontically Treated Teeth: A Systematic Review and Meta-analysis, IAAD 2017 Consensus Conference Paper. *J Adhes Dent*. 2018 Jul 13;20(3):183–94.
109. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 2002 Mar;87(3):256–63.
110. Skupien JA, Cenci MS, Opdam NJ, Kreulen CM, Huysmans MC, Pereira-Cenci T. Crown vs. composite for post-retained restorations: A randomized clinical trial. *J Dent*. 2016 May;48:34–9.
111. Pratt I, Aminoshariae A, Montagnese TA, Williams KA, Khalighinejad N, Mickel A. Eight-Year Retrospective Study of the Critical Time Lapse between Root Canal Completion and Crown Placement: Its Influence on the Survival of Endodontically Treated Teeth. *J Endod*. 2016 Nov;42(11):1598–603.
112. Eckerbom M, Magnusson T, Martinsson T. Reasons for and incidence of tooth mortality in a Swedish population. *Dent Traumatol*. 1992 Dec;8(6):230–4.
113. Torbjörner A, Fransson B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*. 2004 Mar-Apr;17(2):135–41.
114. Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent*. 2007 Oct;35(10):778–86.
115. Ploumaki A, Bilkhair A, Tuna T, Stampf S, Strub JR. Success rates of prosthetic restorations on endodontically treated teeth; a systematic review after 6 years. *J Oral Rehabil*. 2013 Aug;40(8):618–30.
116. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TRP. Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *J Prosthet Dent*. 2002 Sep;88(3):297–301.
117. Davis GR, Tayeb RA, Seymour KG, Cherukara GP. Quantification of residual dentine thickness following crown preparation. *J Dent*. 2012 Jul;40(7):571–6.
118. Sutton AF, McCord JF. Variations in tooth preparations for resin-bonded all-ceramic crowns in general dental practice. *Br Dent J*. 2001 Dec;191(12):677–81.

119. Ryge G, Devincenzi RG. Assessment of the Clinical Quality of Health Care: Search for a Reliable Method. *Eval Health Prof.* 1983 Sep;6(3):311–26.
120. Cvar JF, Ryge G. Reprint of Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. *Clin Oral Investig.* 2005 Dec;9(4):215–32.
121. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Investig.* 2005 Dec;9(4):209–14.
122. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne SC, Peters M. FDI World Dental Federation - Clinical Criteria for the Evaluation of Direct and Indirect Restorations. Update and Clinical Examples. *J Adhes Dent.* 2010 Aug 5;12(4):259–72.
123. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010 Nov-Dec;23(6):493–502.
124. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):102–11.
125. Špehar D, Jakovac M. Clinical Evaluation of Reduced-Thickness Monolithic Lithium-Disilicate Crowns: One-Year Follow-Up Results. *Processes.* 2021 Nov 25;9(12):2119.
126. Chen Y, Yeung AWK, Pow EHN, Tsoi JKH. Current status and research trends of lithium disilicate in dentistry: A bibliometric analysis. *J Prosthet Dent.* 2021 Oct;126(4):512–22.
127. Gillen BM, Looney SW, Gu LS, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, et al. Impact of the Quality of Coronal Restoration versus the Quality of Root Canal Fillings on Success of Root Canal Treatment: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod.* 2011 Jul;37(7):895–902.
128. Bhuva B, Giovarruscio M, Rahim N, Bitter K, Mannocci F. The restoration of root filled teeth: a review of the clinical literature. *Int Endod J.* 2021 Apr;54(4):509–35.
129. Suksaphar W, Banomyong D, Jirathanyanatt T, Ngoenwiwatkul Y. Survival rates against fracture of endodontically treated posterior teeth restored with full-coverage crowns or resin composite restorations: a systematic review. *Restor Dent Endod.* 2017 Aug;42(3):157.
130. Hashimoto M, Fujita S, Endo K, Ohno H. *In vitro* degradation of resin-dentin bonds with one-bottle self-etching adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2009 Oct;117(5):611–7.
131. Stavropoulou AF, Koidis PT. A systematic review of single crowns on endodontically treated teeth. *J Dent.* 2007 Oct;35(10):761–7.
132. Landys Borén D, Jonasson P, Kvist T. Long-term Survival of Endodontically Treated Teeth at a Public Dental Specialist Clinic. *J Endod.* 2015 Feb;41(2):176–81.

133. Adolphi G, Zehnder M, Bachmann LM, Göhring TN. Direct Resin Composite Restorations in Vital Versus Root-filled Posterior Teeth: A Controlled Comparative Long-term Follow-up. *Oper Dent*. 2007 Sep 1;32(5):437–42.
134. Salehrabi R, Rotstein I. Endodontic Treatment Outcomes in a Large Patient Population in the USA: An Epidemiological Study. *J Endod*. 2004 Dec;30(12):846–50.
135. The Effect of Dentin Bonding and Material Thickness on the Flexural Properties of a Lithium-Disilicate Glass-Ceramic. *J Adhes Dent*. 2021 Jul 23;23(4):309–18.
136. Rojpaibool T, Leevailoj C. Fracture Resistance of Lithium Disilicate Ceramics Bonded to Enamel or Dentin Using Different Resin Cement Types and Film Thicknesses: Influence of Cement Type and Thickness on Ceramic Fracture Resistance. *J Prosthodont*. 2017 Feb;26(2):141–9.
137. Chen SE, Park AC, Wang J, Knoernschild KL, Campbell S, Yang B. Fracture Resistance of Various Thickness e.max CAD Lithium Disilicate Crowns Cemented on Different Supporting Substrates: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2019 Dec;28(9):997–1004.
138. Krummel A, Garling A, Sasse M, Kern M. Influence of bonding surface and bonding methods on the fracture resistance and survival rate of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic after cyclic loading. *Dent Mater*. 2019 Oct;35(10):1351–9.
139. Shahmoradi M, Wan B, Zhang Z, Wilson T, Swain M, Li Q. Monolithic crowns fracture analysis: The effect of material properties, cusp angle and crown thickness. *Dent Mater*. 2020 Aug;36(8):1038–51.
140. Silva NRFA, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of Metallo-ceramic and Zirconia-based Ceramic Crowns. *J Dent Res*. 2010 Oct;89(10):1051–6.
141. Silva NRFA, Bonfante EA, Zavanelli RA, Rekow ED. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res*. 2011 Jan;90(1):104–8.
142. Seydler B, Rues S, Müller D, Schmitter M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig*. 2014 May;18(4):1165–71.
143. Nawafleh NA, Hatamleh MM, Öchsner A, Mack F. Fracture load and survival of anatomically representative monolithic lithium disilicate crowns with reduced tooth preparation and ceramic thickness. *J Adv Prosthodont*. 2017 Dec;9(6):416.
144. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont*. 2000 Sep-Oct;13(5):387–91.
145. Yu T, Wang F, Liu Y, Wu T, Deng Z, Chen J. Fracture behaviors of monolithic lithium disilicate ceramic crowns with different thicknesses. *RSC Adv*. 2017 May;7(41):25542–8.

146. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2003 Jan;14(1):13–29.
147. Cuy JL, Mann AB, Livi KJ, Teaford MF, Weihs TP. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Arch Oral Biol.* 2002 Apr;47(4):281–91.
148. Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent.* 2015 Oct;114(4):574–9.
149. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent.* 2014 Apr;111(4):310–7.
150. Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017 Oct;74:342–8.
151. Varga S, Spalj S, Lapter Varga M, Anic Milosevic S, Mestrovic S, Slaj M. Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal occlusion. *Eur J Orthod.* 2011 Aug 1;33(4):427–33.
152. Abu Alhaija ESJ, Al Zo'ubi IA, Al Rousan ME, Hammad MM. Maximum occlusal bite forces in Jordanian individuals with different dentofacial vertical skeletal patterns. *Eur J Orthod.* 2010 Feb 1;32(1):71–7.
153. Röhrle O, Saini H, Ackland DC. Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view. *Dent Mater.* 2018 Jan;34(1):58–68.
154. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol.* 2004 Oct;49(10):805–16.
155. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WEL. Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):330–6.
156. Bakke M. Bite Force and Occlusion. *Semin Orthod.* 2006 Jun;12(2):120–6.
157. Cortellini D, Canale A. Bonding Lithium Disilicate Ceramic to Feather-Edge Tooth Preparations: A Minimally Invasive Treatment Concept. *J Adhes Dent.* 2012 Feb 15;14(1):7–10.
158. Schmitz JH, Cortellini D, Granata S, Valenti M. Monolithic lithium disilicate complete single crowns with feather-edge preparation design in the posterior region: A multicentric retrospective study up to 12 years. *Quintessence Int.* 2017 Sep;48(8):601–8.
159. Rauch A, Reich S, Dalchau L, Schierz O. Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns: 10-year results. *Clin Oral Investig.* 2018 May;22(4):1763–9.



160. Aziz AM, El-Mowafy O, Tenenbaum HC, Lawrence HP. Clinical performance of CAD-CAM crowns provided by predoctoral students at the University of Toronto. *J Prosthet Dent.* 2022 May;127(5):729–36.
161. Aziz A, El-Mowafy O, Paredes S. Clinical outcomes of lithium disilicate glass-ceramic crowns fabricated with CAD/CAM technology: A systematic review. *Dent Med Probl.* 2020 Jun 30;57(2):197–206.
162. Hoorizad M, Valizadeh S, Heshmat H, Tabatabaei SF, Shakeri T. Influence of resin cement on color stability of ceramic veneers: in vitro study. *Biomater Investig Dent.* 2021 Jan;8(1):11–7.
163. Archegas LRP, Freire A, Vieira S, Caldas DBDM, Souza EM. Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *J Dent.* 2011 Nov;39(11):804–10.
164. Hasani Tabatabae M, Matinfard F, Ahmadi E, Ranjbar Omrani L, Sadeghi Mahounak F. Color Stability of Ceramic Veneers Cemented with Self-Adhesive Cements After Accelerated Aging. *Front Dent.* 2019 Sep-Oct;16(5):393-401
165. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent.* 2011 Jul;39:e30–6.
166. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *J Dent.* 2009 Dec;37(12):937–43.
167. Marchionatti AME, Wandscher VF, May MM, Bottino MA, May LG. Color stability of ceramic laminate veneers cemented with light-polymerizing and dual-polymerizing luting agent: A split-mouth randomized clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2017 Apr;S0022391316306862.
168. Aykor A, Ozel E. Five-year Clinical Evaluation of 300 Teeth Restored with Porcelain Laminate Veneers Using Total-etch and a Modified Self-etch Adhesive System. *Oper Dent.* 2009 Sep 1;34(5):516–23.
169. Guess P, Selz C, Voulgarakis A, Stampf S, Stappert C. Prospective Clinical Study of Press-Ceramic Overlap and Full Veneer Restorations: 7-Year Results. *Int J Prosthodont.* 2014 Jul;27(4):355–8.
170. Ptak DM, Solanki A, Andler L, Shingala J, Tung D, Jain S, et al. The Pulpal Response to Crown Preparation and Cementation. *J Endod.* 2023 May;49(5):462–8.

**5. ŽIVOTOPIS AUTORA S POPISOM OBJAVLJENIH RADOVA**

Davor Špehar rođen je 3. travnja 1982. godine u Bjelovaru. Nakon završene osnovne škole upisuje Jezičnu gimnaziju u Bjelovaru koju završava 2000. godine. Iste godine upisuje Stomatološki fakultet u Zagrebu na kojem je diplomirao 2006. godine.

Državni ispit polaže 2007. godine te dobiva licencu za samostalni rad. Nakon odrađenog staža, 2008. godine otvara ordinaciju dentalne medicine u Bjelovaru. Tijekom rada konstantno se usavršava kako na domaćim tako i na međunarodnim kongresima i radnim tečajevima.

Godine 2012. upisuje poslijediplomski studij iz restaurativne i estetske dentalne medicine na Sveučilištu u Manchesteru, Velika Britanija. Isti završava 2014. godine s posebnom pohvalom za izvrsnost te stječe titulu magistra znanosti. Godine 2015. upisuje doktorski studij na Stomatološkom fakultetu u Zagrebu.

Član je Hrvatske komore dentalne medicine.

Oženjen je i otac troje djece.

#### **Popis radova:**

Špehar D, Jakovac M. Nove spoznaje o cirkonij-oksidnoj keramici kao gradivnom materijalu u fiksnoj protetici. *Acta stomatologica Croatica*. 2015;49(2):137-144.

<https://doi.org/10.15644/asc49/2/7> *SJR Q4*

Špehar D, Jakovac M. Clinical Evaluation of Reduced-Thickness Monolithic Lithium-Disilicate Crowns: One-Year Follow-Up Results. *Processes*. 2021;9(12).

<http://doi.org/10.3390/pr9122119> *JCR Q2* - rad proizašao iz doktorata

Špehar D, Jakovac M. Clinical Survival of Reduced-Thickness Monolithic Lithium-Disilicate Crowns: A3-Year Randomized Controlled Trial. *Acta stomatologica Croatica*.

2024;58(2):123-135.

<https://doi.org/10.15644/asc58/2/2> *JCR Q2* – rad proizašao iz doktorata

**PRILOZI:**

1. Obrazac dentalnog statusa
2. Obrazac opisa istraživanja
3. Obrazac informiranog pristanka
4. Modificirani USPHS kriteriji
5. Obrazac za ocjenu kliničke trajnosti krunice
6. Obrazac za procjenu zadovoljstva estetikom krunice

## Prilog 1

### Obrazac dentalnog statusa

Datum:

1. Pacijentov identifikacijski broj:
2. Spol:            M        Ž
3. Odsutnost periapikalnog procesa na izabranom zubu:            DA        NE
4. Odsutnost boli ili druge neugode na izabranom zubu:            DA        NE
5. Količina preostalog zuba:
6. Vrsta ispuna:
7. Prisutnost zuba antagonista:            DA        NE
8. Prisutnost nekontroliranog parodontitisa:            DA        NE
9. Prisutost akutnog gingivitisa oko izabranog zuba:            DA        NE
10. Dubina sulkusa oko izabranog zuba:
11. Izložena bifurkacija na izabranom zubu:            DA        NE
12. Znakovi parafunkcija:            DA        NE
13. Pomičnost izabranog zuba:            DA        NE
14. Odsutnost karijesa na izabranom zubu:            DA        NE
15. Oralna higijena:

## OPIS ISTRAŽIVANJA

### **Procjena kliničke trajnosti i estetskoga dojma monolitne litij-disilikatne krunice stanjene debljine stijenke: trogodišnje randomizirano istraživanje**

Pozvani ste sudjelovati u kliničkom istraživanju. Važno je upoznati se sa svim detaljima istraživanja prije nego se odlučite za sudjelovanje. Sve informacije vezane za istraživanje navedene su u ovome obrascu.

Istraživanje testira dvije vrste keramičkih krunica izrađenih od istog materijala, ali koristeći različite tehnike izrade. Jedna vrsta krunica bit će izrađena standardnom tehnikom (po proizvođačevoj preporuci), dok će druga vrsta krunica biti izrađena smanjene debljine stijenke od proizvođačeve preporuke. To dovodi do potrebe za manjim brušenjem zuba, očuvanja zubne strukture i mogućeg produženja kliničke trajnosti brušenoga zuba.

Mr.sc. Davor Špehar, dr.med.dent. uz mentorstvo izv.prof.dr.sc. Marka Jakovca organizira i provodi istraživanje. Spomenuti doktor nema nikakve financijske koristi i nije sponzoriran niti u jednom dijelu istraživanja. Istraživanje se provodi u sklopu poslijediplomskog doktorskog studija na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu i bit će korišteno samo u znanstvene svrhe te nitko neće utjecati na objavu dobivenih rezultata.

Vi ste izabrani zato što zadovoljavate ulazne kriterije za istraživanje. Vi ne morate sudjelovati. Sudjelovanje u istraživanju u potpunosti je dobrovoljno i ako se odlučite sudjelovati morat ćete potpisati dobrovoljni pristanak. Kako je sudjelovanje u potpunosti dobrovoljno, slobodno možete odustati u bilo kojem trenutku. Ako odlučite odustati, nećete morati davati razloge za vašu odluku.

Sudjelovanje je sigurno i nema nikakvih nuspojava niti rizika. S obzirom na smanjenu debljinu stijenke postoji mogućnost puknuća krunice, što ne bi trebalo utjecati na kliničku trajnost zuba. Ako se to dogodi, bit ćete opskrbljeni novom krunicom bez ikakvih troškova.

Klinički dio tretmana trajat će oko mjesec dana. Nakon cementiranja krunice praćenje trajnosti krunice trajat će tri godine s redovitim kontrolama svakih šest mjeseci.

Vaša je jedina obveza dolazak na zakazane termine. Nakon završetka tretmana i nakon godine dana bit ćete zamoljeni ocijeniti estetiku dobivene krunice. Nakon završetka istraživanja nećete više imati nikakvih obveza.

Izabrani pacijenti bit će traženi snositi troškove materijala za izradu krunice. Sve ostale troškove kliničkog i laboratorijskog dijela istraživanja, kao i sve ostale troškove vezane uz istraživanje snosit će organizator istraživanja.

Rezultati istraživanja bit će upotrijebljeni za doktorsku disertaciju i objavljeni. Svi podatci prikupljeni tijekom istraživanja bit će strogo povjerljivo čuvani. Ishod istraživanja (pozitivni ili negativni rezultat istraživanog tretmana) neće utjecati na objavu. Vaši osobni podatci kao ni Vaš identitet neće biti spominjani prilikom objave.

Za sva buduća pitanja vezana uz istraživanje možete kontaktirati:

mr. sc. Davor Špehar, dr.med.dent.

t: 098 749695

e: [info@ordinacijaspesar.hr](mailto:info@ordinacijaspesar.hr)

izv.prof.dr.sc. Marko Jakovac

t: 01 4899212

e: [jakovac@sfzg.hr](mailto:jakovac@sfzg.hr)

## INFORMIRANI PRISTANAK

### Naslov istraživanja

Procjena kliničke trajnosti i estetskoga dojma monolitne litij-disilikatne krunice stanjene debljine stijenke: trogodišnje randomizirano istraživanje

### Organizator istraživanja:

mr.sc. Dvor Špehar, dr.med.dent.

1. Potvrđujem da sam pročitao i razumio sve informacije vezane za navedeno istraživanje koje su navedene u opisu istraživanja. Također sam imao mogućnost pitati i raspraviti sve detalje koje nisam razumio li nisu bili navedeni.
2. Svjestan sam da je sudjelovaje u istraživanju u potpunosti dobrovoljno i da mogu bez ikakvog objašnjenja ili kazne odustati u svakom trenutku.
3. Razumijem da podatke vezane uz moj dentalni status mogu vidjeti ostalo osoblje uključeno u istraživanje, i dajem dopuštenje za pristup tim podacima.
4. Dajem dopuštenje za fotografiranje tretiranog zuba za potrebe istraživanja.
5. Potpisivanjem ovoga pristanka pristajem sudjelovati u istraživanju.

---

Ime pacijenta

---

Datum

---

Potpis

---

Organizator istraživanja

---

Datum

---

Potpis



## Modificirani USPHS kriteriji

	Alfa (A)	Beta (B)	Charlie (C)	Delta (D)
Puknuće keramike	Nema puknuća, glatka površina	Malo otkrhnuće (chipping), moguće ispolirati, ne utječe na funkciju i estetiku	Veliko otkrhnuće koje utječe na estetiku i funkciju, vidljiv skelet (framework)	Puknuće skeleta ili krunice
Rubni dosjed	Nema zapinjanja sonde	Lagano zapinjanje sonde, ali bez mogućnosti ulaska vrha sonde u pukotinu	Ulaženje vrha sonde u pukotinu, vidljiva pukotina, eksponirani dentin ili cement	Resauracija je pomična, puknuta ili nedostaje
Boja	Potpuna podudarnost u boji, nijansi ili translucenciji	Blaga nepodudarnost u boji, nijansi ili translucenciji	Nepodudarnost u boji, nijansi ili translucenciji	
Karijes	Nema karijesa na granici restauracije i zuba		Prisutan karijes na granici restauracije i zuba	
Rubna diskoloracija	Nema promjene boje na granici restauracije i zuba	Lagana promjena boje na granici restauracije i zuba bez širenja prema pulpi	Promjena boje na granici restauracije i zuba sa širenjem prema pulpi	
Okluzalni kontakt	Postojanost okluzalnog kontakta ispitivanog artikulacijskom folijom od 8um		Nema okluzalnog kontakta ispitivanog artikulacijskom folijom od 8um	
Aproksimalni kontakt	Postojanost aproksimalnih kontakata prilikom prolaska zubnog konca		Nepostojanost jednog ili oba aproksimalna kontakata prilikom prolaska zubnog konca	
Retencija	Krunica cementirana i potpuno nepomična		Odcementirana krunica ili gubitak krunice	

## Ocjena kliničke trajnosti krunice

Pacijentov identifikacijski broj:

Datum:

	Nakon cementiranja	6 mjeseci	12 mjeseci	18 mjeseci	24 mjeseca	30 mjeseci	36 mjeseci
Puknuće keramike							
Rubni dosjed							
Boja							
Karijes							
Rubna diskoloracija							
Okluzalni kontakt							
Aproksimalni kontakt							
Retencija							

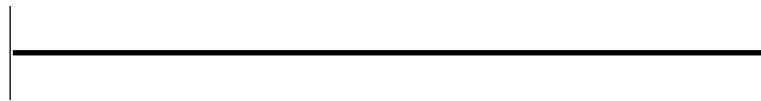
Prilog 6

## Procjena zadovoljstva estetikom dobivene krunice

Pacijentov identifikacijski broj:

Datum:

Molim Vas ocijenite svoje zadovoljstvo estetikom dobivene krunice križajući sljedeću liniju:



Nezadovoljan

Potpuno zadovoljan