

Istraživnje utjecaja laserskog zračenja na veznu čvrstoću litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonij-dioksidom i kompozitnog cementa

Komar, Daniel

Doctoral thesis / Disertacija

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:788276>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-23**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Daniel Komar

**ISTRAŽIVANJE UTJECAJA LASERSKOG
ZRAČENJA NA VEZNU ČVRSTOĆU LITIJ-
DISILIKATNE STAKLOKERAMIKE
OJAČANE CIRKONIJ-DIOKSIDOM I
KOMPOZITNOG CEMENTA**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2021.



Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Daniel Komar

**ISTRAŽIVANJE UTJECAJA LASERSKOG
ZRAČENJA NA VEZNU ČVRSTOĆU LITIJ-
DISILIKATNE STAKLOKERAMIKE
OJAČANE CIRKONIJ-DIOKSIDOM I
KOMPOZITNOG CEMENTA**

DOKTORSKI RAD

Mentori: izv. prof. dr. sc. Andreja Carek
izv. prof. dr. sc. Ivona Bago

Zagreb, 2021.



University of Zagreb

School of Dental Medicine

Daniel Komar

**THE INFLUENCE OF LASER IRRADIATION
ON THE BOND STRENGTH OF ZIRCONIUM
DIOXIDE REINFORCED LITHIUM
DISILICATE CERAMICS TO RESIN
CEMENT**

DOCTORAL THESIS

Supervisors: associate prof. Andreja Carek
associate prof. Ivona Bago

Zagreb, 2021.

Rad je ostvaren u:

- Zavodu za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu
- Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu
- Zavodu za materijale Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu
- Laboratoriju za precizna mjerenja dužina Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu – Nacionalni laboratorij za duljinu RH
- Zavodu za anorgansku kemijsku tehnologiju i nemetale Fakulteta kemijskog inženjerstva i tehnologije Sveučilišta u Zagrebu
- Laboratoriju za nuklearne analitičke metode Zavoda za eksperimentalnu fiziku Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu.

Mentori:

- Izv. prof. dr. sc. Andreja Carek, Zavod za fiksnu protetiku
- Doc. dr. sc. Ivona Bago, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Lektorica hrvatskog jezika:

- Irena Španić, prof. hrvatskog jezika i dipl. knjiž. komparatist

Lektorica engleskog jezika:

- Marija Bošnjak, mag. hrvatskog jezika i književnosti i komparativne književnosti

Sastav Povjerenstva za ocjenu doktorskog rada:

1. Prof. dr. sc. Jasmina Stipetić Ovčariček
2. Prof. dr. sc. Silvana Jukić Krmek
3. Izv. prof. dr. sc. Marko Jakovac
4. Dr. sc. Hrvoje Skenderović
5. Doc. dr. sc. Josip Kranjčić

Sastav Povjerenstva za obranu doktorskog rada:

1. Prof. dr. sc. Jasmina Stipetić Ovčariček - predsjednica
2. Prof. dr. sc. Silvana Jukić Krmek
3. Izv. prof. dr. sc. Marko Jakovac
4. Dr. sc. Hrvoje Skenderović
5. Doc. dr. sc. Josip Kranjčić

Datum obrane rada: 7. srpnja 2021.

Rad sadrži : 165 stranica

40 tablica

137 slika

1 CD

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

Najljepše zahvaljujem mentoricama, izv. prof. dr. sc. Andreji Carek i doc. dr. sc. Ivoni Bago, kao i svima koji su pridonijeli izradi ovog rada na velikoj pomoći, strpljenju i riječima podrške tijekom pisanja disertacije.

Posebnu zahvalnost iskazujem prof. dr. sc. Zdravku Schaperlu te prof. dr. sc. Domagoju Glavini na pomoći pri izvedbi eksperimentalnog dijela rada.

Posebno hvala članovima moje obitelji na bezuvjetnoj ljubavi, podršci i razumijevanju svih ovih godina. Bez njih izrada ovog rada ne bi bila moguća.

Sažetak

U istraživanju su korišteni uzorci (N = 84) litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonij-dioksidom dimenzija 18 mm x 12 mm x 2 mm. Ovisno o postupku pripreme površine, uzorci su raspoređeni u šest skupina: prva kontrolna skupina u kojoj uzorci nisu tretirani, druga tretirana 9,5-postotnom fluorovodičnom kiselinom, treća tretirana silanom, četvrta fluorovodičnom kiselinom i silanom, peta pjeskarenjem i silanom, šesta Nd:YAG laserom i silanom te sedma Er:YAG laserom i silanom.

Cilj istraživanja bio je ispitati utjecaj zračenja Er:YAG i Nd:YAG lasera na veznu čvrstoću između dentalne litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonij-dioksidom (Vita Suprinity) i samojetkajućeg kompozitnog cementa (Relyx, 3M ESPE) i usporediti veznu čvrstoću s konvencionalnim protokolima pripreme keramičke površine prije cementiranja (jetkanje fluorovodičnom kiselinom, pjeskarenje, silanizacija). Nakon tretiranja površine, dio uzorka iz svake skupine podvrgnut je SEM analizi (topografska arhitektura), XRD analizi (mineralni sastav) i EDX analizi (kemijski sastav). Uzorci su podvrgnuti ispitivanju vezne čvrstoće samoadherirajućeg kompozitnog cementa (RelyX, 3M) na površinu keramičkih diskova testom smične sile. Hrapavost površine uzoraka unutar skupine izmjerena je profilometrom, dok je analiza loma rađena stereomikroskopom. Analiza dobivenih rezultata napravljena je s pomoću statističkog paketa SAS na Windows platformi (ANOVA test, Shapiro-Wilkov test, Leveneov test, Tukeyjev test i Fisherov egzaktni test).

Rezultati istraživanja pokazuju da je najbolja vezna čvrstoća dobivena kod uzoraka koji su pripremljeni protokolom obrade površine Nd:YAG laserom plus silanizacija. Mikromorfološkom analizom površine uočeno je da ti uzorci pokazuju povećanu kontaktnu površinu u usporedbi s ostalim protokolima pripreme površine. Površinska hrapavost najveća je kod uzoraka tretiranih pjeskarenjem plus silanizacija. Adhezivni lom najveći je kod uzoraka tretiranih pjeskarenjem plus silanizacijom, dok je kohezivni lom isti kod uzoraka tretiranih kiselinom, pjeskarenjem plus silanizacijom te Nd:YAG laserom plus silanizacijom, dok u ostalim uzorcima nije došlo do ovog tipa loma.

Unutar ograničenosti *in vitro* studije može se zaključiti da je Nd:YAG laser korisno sredstvo u ostvarivanju bolje vezne čvrstoće između staklokeramike ojačane ZrO_2 i kompozitnog cementa.

Ključne riječi: lasersko zračenje, obrada površine, vezna čvrstoća, litij-disilikatna staklokeramika ojačana cirkonij-dioksidom, kompozitni cement, hrapavost površine.

Summary

THE INFLUENCE OF LASER IRRADIATION ON THE BOND STRENGTH OF ZIRCONIUM DIOXIDE REINFORCED LITHIUM DISILICATE CERAMICS TO RESIN CEMENT

Aim: Examining the influence of Er:YAG and Nd:YAG irradiation on the bond strength between zirconium reinforced lithium disilicate (Vita Suprinity) and self-adhesive resin cement (RelyX, 3M, ESPE) and compare it to a conventional protocol of ceramic surface treatment (hydrofluoric acid, silane, sandblasting).

Materials and methods: Eighty-four zirconium reinforced lithium disilicate disc Vita suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) dimension 18 mm x 12 mm x 2 mm specimens were fabricated according to the manufacturer's recommendation. The specimens were embedded in acrylic resin blocks. All specimens were grounded on wet 600-grit silicon carbide paper to obtain a flat smooth surface and immediately immersed in distilled water. The samples were divided by surface treatments in 7 groups with 12 specimens each: control group in which discs were just polished, 9,5% hydrofluoric acid treatment group, silane treatment group, combination of 9,5% hydrofluoric acid and silane treatment group, combination of sandblasting and silane treatment group, Er:YAG laser and silane treatment group, Nd:YAG laser and silane treatment group.

The influence of the laser irradiation on a surface of the zirconium reinforced lithium disilicate were examined by scanning electron microscopy (SEM), energy dispersive X-ray analyzer (EDX), and X-ray diffraction analysis (XRD), and a comparison between conventional methods is going to be made (hydrofluoric acid, silane, sandblasting).

Before the adhesive cementation, surface roughness was examined by a profilometer analysis in each group and the rest of the specimens in each group were prepared for the shear bond test between self-adhesive resin cement (RelyX, 3M ESPE) and zirconia reinforced lithium disilicate (Vita Suprinity) which is an important parameter for bond strength quality between materials. The results were analyzed with statistical software SAS on Windows operating system, (ANOVA test, Shapiro-Wilk test, Levene's test, Tukey's test, and Fisher's exact test).

Results: The results of the research indicate that the best bond strength was achieved in the samples prepared by the Nd:YAG laser surface treatment protocol plus silanization. Micromorphological analysis of the surface showed that these samples displayed an increased contact area compared to the other surface preparation protocols. Surface roughness is greatest in samples treated by sandblasting plus silanization. Adhesive fracture is highest in samples treated by sandblasting plus silanization, while the cohesive fracture is the same in samples treated with acid, sandblasting plus silanization, and Nd:YAG laser plus silanization, while in other samples this type of fracture did not occur.

Conclusion: Within the limitations of the in vitro study, it can be concluded that the Nd:YAG laser is a useful tool in achieving better bond strength between ZrO₂-reinforced glass-ceramics and composite cement.

Keywords: laser irradiation, surface treatment, shear bond strength, surface roughness, zirconia reinforced lithium disilicate, self-adhesive resin cement

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1. Dentalna keramika	4
1.1.1. Povijest dentalne keramike	4
1.1.2. Sastav i struktura dentalne keramike	9
1.1.3. Svojstva dentalne keramike	13
1.1.4. Laboratorijska izrada keramičkih protetskih radova	15
1.1.4.1. Tehnologija napečenja keramike na metalnu osnovnu konstrukciju	21
1.1.4.2. Laboratorijska izrada protetskih radova od bezmetalne keramike	28
1.1.5. Podjela dentalnih keramika	35
1.1.5.1. Silikatne keramike	38
1.1.5.1.1. Glinična keramika	39
1.1.5.1.2. Staklokeramika	41
1.1.5.1.2.1. Fluor-apatitna staklokeramika	45
1.1.5.1.2.2. Litij-disilikatna keramika	46
1.1.5.1.2.3. Litij-disilikatna staklokeramika ojačana cirkonij dioksidom	47
1.1.5.2. Oksidne keramike	49
1.1.5.2.1. Cirkonij-oksidna keramika	50
1.1.5.2.2. Aluminijski-oksidna keramika	56
1.2. Dentalni cementi	58
1.3. Laseri u dentalnoj medicini	61
1.4. Hrapavost površine i vezna čvrstoća	66
2. CILJEVI I HIPOTEZE	71
3. MATERIJALI I POSTUPCI	73
3.1. Priprema uzoraka za ispitivanje	74
3.2. Tretiranje površine uzoraka	78

3.3.	Testiranje površine uzoraka	83
3.4.	Statistička obrada podataka	93
4.	REZULTATI	94
5.	RASPRAVA	127
6.	ZAKLJUČCI	142
7.	LITERATURA	144
8.	ŽIVOTOPIS	163

Popis kratica

CAD/CAM	računalno potpomognuto oblikovanje / računalno potpomognuta izrada
MPa	megapaskal
Gpa	gigapaskal
Al ₂ O ₃	aluminijev oksid
MgO	magnezijev oksid
ZrO ₂	cirkonijev oksid
ThO ₂	torijev oksid
SiO ₂	silicijev dioksid
K ₂ O	kalijev oksid
Na ₂ O	natrijev oksid
NaCl	natrijev klorid
CO ₂	ugljični dioksid
CaCl ₂	kalcijev klorid
K ₂ Mg ₅ Si ₈ O ₂ F ₄	kristali tetrasilicij-fluorova tinjca
SEM	svjetlosno-elektronska mikroskopija
XRD	rendgenska difrakcija
EDS	energetski disperzivna rendgenska spektroskopija
Y-TZP	itrijem parcijalno stabiliziran cirkonijev dioksid
Nd:YAG	neodymium-doped yttrium aluminium garnet
ZLS	litij-disilikatna staklokeramika ojačana cirkonij-dioksidom
KTI	koeficijent termičke istežljivosti
Atm	fizikalna atmosfera
mJ	mili džul
Hz	Herc
sek	Sekunda
W	Vat
mm	milimetar

1. UVOD

Iznimnim razvojem znanosti i tehnologije kojem gotovo svakodnevno svjedočimo mijenja se i naš život koji postaje uvelike lakši i jednostavniji. Izuzetak od toga nije ni dentalna medicina koju obilježava kontinuirani razvoj i primjena novih materijala kao i uvođenje novih tehnologija i tehnika rada u klinički rad, te se posljedično mijenja i naše razmišljanje o ispravnosti nekih „starih“ dogmi i postulata.

Sredinom druge polovine prošlog stoljeća izbor materijala u protetskoj terapiji bio je ograničen, a odrednicama kliničkog uspjeha smatrane su čvrstoća i strukturna trajnost protetskog rada (1). S vremenom estetika postaje sve važniji čimbenik uspjeha provedene protetske terapije, tako da zahvaljujući velikoj čvrstoći i postizanju bolje estetike u odnosu na do tada dominantne metalne, neestetske protetske radove, metal-keramika počinje imati sve veću važnost, namećući se kao standard fiksnoprotetske terapije (2). Međutim, zbog prisustva metalne osnovne konstrukcije, estetski je potencijal takvih radova ipak ograničen. Metalna osnova u potpunosti sprječava propuštanje svjetlosti, čime izostaje u estetici nužno potrebna translucencija. Protetski radovi bili su mutnog, „beživotnog“ i neprivlačnog izgleda, posebice u vidljivim dijelovima zubnog niza. Očekivanja tadašnjih pacijenata bila su ipak drukčija od današnjih, tako da su bez obzira na estetske probleme metal-keramički protetski radovi napravili preokret u dentalnoj protetici (3).

Suvremena dentalna protetika teži pojednostavljenju rada uz maksimalno očuvanje tvrdih zubnih tkiva (minimalno invazivna protetska terapija), poboljšanju učinkovitosti terapije i postizanju vrhunskih funkcijskih i estetskih rezultata. Današnji pacijenti, kojima su dostupne gotovo sve informacije, očekuju od terapijskog postupka da bude minimalno invazivan, da gradivni materijal bude izvrsnih biomehaničkih svojstava, a da se konačnim estetskim ishodom provedene terapije osigura prirodan izgled koji što je moguće više imitira prirodna, biološka zubna tkiva u svim elementima. Pacijenti postaju svjesni da razvoj tehnologije i novih dentalnih materijala prate i postupci koji omogućavaju brz i relativno bezbolan terapijski tijek.

Tridesetih godina prošlog stoljeća u protetskoj se terapiji učestalo počinju koristiti akrilati čime je učinjen veliki iskorak u pogledu estetike. Međutim, zbog slabih mehaničkih svojstava i posljedično tome pojačanog trošenja u funkciji, poroziteta koji dovodi do upijanja oralnih tekućina i pigmenata i promjene boje protetskih radova te hrapavosti zbog koje se pojačano nakupljaju meke naslage na površini protetskog rada, primjena akrilata s vremenom je postajala sve manja i danas je svedena uglavnom na izradu privremenih radova (4).

Stalni razvoj znanosti i primjena novih materijala i tehnologija u svakodnevnom radu daju mogućnost terapijske primjene raznih keramičkih gradivnih materijala koji predstavljaju jedinstvenu kombinaciju biomehaničkih i estetskih svojstava. Među njima se posebno ističu potpuno keramički sustavi koji se u estetski zahtjevnijim situacijama nameću kao materijal izbora (5). Kada se govori o vrstama keramičkih materijala, u literaturi se koriste nazivi *all ceramic* (potpuna keramika), *non metal ceramic* ili *metal-free ceramics* (bezmetalna keramika).

U osnovi, keramika predstavlja „sintetski anorganski materijal sastavljen od metalnih i nemetalnih elemenata povezanih s ionskim i/ili kovalentnim vezama“ (6). Dok su konvencionalni keramički materijali u osnovi keraminizirano staklo na osnovi kvarca i mreže kalijeve i/ili natrijeve glinice, suvremeni su keramički materijali strukturirane polikristalinične građe. Iznimne su tvrdoće, velike tlačne i savojne čvrstoće, velikog modula elastičnosti, niske toplinske i električne vodljivosti, visoke otpornosti na trošenje, male gustoće, niske toplinske rastezljivosti, male adherencije plaka, dobre kemijske postojanosti te stabilne boje (7, 8).

Svaki postojeći keramički sustav ima strogo definirano indikacijsko područje. Materijali manje čvrstoće, poput leucitne staklokeramike, primjenjuju se u terapiji pojedinačnim kronicama, posebice u vidljivom dijelu zubnog niza. U lateralnim se segmentima zubnih nizova, gdje su i veća opterećenja, primjenjuju materijali veće čvrstoće. Uvođenjem cirkonij-oksidge keramike velike savojne čvrstoće (1000 MPa) i boljih estetskih svojstava (transluentne monolitne cirkonij-oksidge keramike odnosno ZrO_2 treće generacije), stvorena je mogućnost bolje estetike protetskih radova i održanja potrebne čvrstoće (9, 10). Zbog mogućnosti postizanja iznimnih estetskih rezultata provedene protetske terapije, interes za izradom bezmetalnih keramičkih protetskih radova posljednjih je godina u neprekidnom porastu (11, 12).

Funkcijska trajnost protetskih radova u izravnoj je vezi s vrstom cementa i protokolom fiksacije protetskog rada. Novi cementi i tehnike cementiranja temeljeni su na razumijevanju adhezije i razvoju novih adhezijskih cementnih sustava. Razvoj i široka primjena novih keramičkih materijala u svakodnevnom radu, usporedno potiču i razvoj dentalnih cemenata specifičnih karakteristika, protokola pripreme površina u dodiru i indikacijskih područja primjene, omogućavajući time maksimalno očuvanje tvrdih zubnih tkiva, uz osiguravanje vrhunske estetike i postizanje zadovoljavajuće otpornosti nadomjeska na opterećenja u ustima.

Cilj cementiranja protetskog rada jest stvaranje monobloka koji predstavlja jedinstvo protetskog rada i bioloških struktura s kojima čini funkcijsku cjelinu (13). Ispravno odabrana vrsta cementa za određeni keramički sustav i pravilno proveden postupak cementiranja (po

preporuci proizvođača) doprinose čvrstoći, stabilnosti i trajnosti protetskog rada, a time i skladnijem funkcioniranju stomatognatog sustava (14). Isključivo sinergijskim djelovanjem ovih materijala moguće je ostvariti protetsku terapiju iznimnih funkcijskih i estetskih rezultata.

1.1. Dentalna keramika

Tradicionalna dentalna keramika sirovina je sastavljena uglavnom od prirodnih materijala silikatnog porijekla. Američko društvo za keramiku definira je kao anorganski materijal koji se u prirodi nalazi u kristaliničnom obliku, a sastoji se od metala i nemetala povezanih ionskim i/ili kovalentnim kemijskim vezama kao što su npr. veza aluminijska i kisika (Al_2O_3), kalcija i kisika (CaO) itd. (15).

Pojam dentalna keramika odnosi se na anorgansku nemetalnu strukturu koja sadrži kisik kemijski vezan za pojedini metal ili nemetal (kalcij, litij, fosfor, magnezij, cirkonij, natrij, titan...) (16). Uobičajeno se dijeli na:

- tradicionalnu (konvencionalnu)
- suvremenu
- bioaktivnu keramiku s podvrstom dentalne keramike (17).

1.1.1. Povijest dentalne keramike

Keramički materijal poznat je od davnina kada je korišten za izradu uporabnih i ukrasnih proizvoda od gline (lončarstvo) (6). Iako je tek krajem prošlog stoljeća došlo do izrazitog razvoja novih keramičkih materijala i primjene novih tehnologija, keramički se materijali u stomatologiji primjenjuju već stoljećima. Prvi podaci o primjeni keramike u dentalnoj medicini sežu u 18. stoljeće, kada pariški zubar Pierre Fauchard 1733. godine primjenjuje tehniku emajliranja (presvlačenja) metalnih zubnih protetskih radova keramikom (18). Pariški ljekarnik Alexis Duchateau 1774. godine peče zubnu protezu od keramike koja se modelira prema otisku zuba i piše disertaciji o „mineralnoj protezi“ (6). Francuski stomatolog Nicholas Dubois de Chemant 1789. godine izrađuje prvi keramički zub za protezu (19). Izradu pojedinačnih keramičkih zubi, *dens terro-metalliques*, 1808. godine opisuje Giuseppangelo Fonzi (20). Charles H. Land 1889. godine uviđa problem estetike metalnih protetskih radova i na platinsku foliju nanosi keramiku, čime nastaje tzv. *jacket*-krunica (21), postavljajući tako temelje uporabe keramike u dentalnoj medicini (17). Učestalija primjena keramike u dentalnoj protetici započela

je primjenom Loganove potpuno keramičke krunice koja se retinirala u korijenskom kanalu (poslije Richmond krunica). Time je, osim funkcijskog, započelo i estetsko zbrinjavanje u postupcima nadoknade više oštećenih odnosno frakturiranih zuba (6). Dotadašnja praksa umetanja i vezivanja izvađenih ljudskih zuba ili korištenja materijala životinjskog podrijetla za nadoknadu izgubljenih zuba polako se mijenja, ali unatoč nastojanjima, opstaje do sredine 19. stoljeća (8).

Izrazitim razvojem znanosti i tehnologije u prvoj polovini 20. stoljeća na tržištu se 1936. godine pojavljuju akrilatni materijali čime jenjava interes za dentalnom keramikom i njezinom relativno učestalom primjenom u svakodnevnom radu. Bitna svojstva keramičkih materijala bili su biokompatibilnost i poboljšana estetska svojstva, ali unatoč tomu, u protetskoj praksi dolazilo je do lomova protetskih radova zbog krhkosti i male savojne čvrstoće (50 MPa) (19). Stoga je pojava akrilatnih materijala ostavljala dojam kako je proizveden idealan materijal kojim će se ispraviti mehanički nedostaci keramičkih materijala i postići visok stupanj estetike protetskog rada. Međutim, akrilati su opravdali primjenu samo u prednjem segmentu čeljusti, dok su u postraničnim segmentima pokazali nedostatna mehanička i biološka svojstva, što je s gledišta funkcije ograničavalo ili posve diskreditiralo njihovu primjenu, tako da se struka vrlo brzo okreće iznalaženju novih, kvalitetnijih gradivnih materijala (22 – 25).

Sustav metal-keramika u prirodi nije poznat ni u jednom obliku, već je nastao kao rezultat mnogobrojnih istraživanja. Weinsteinovim patentom 1963. godine u izradu protetskih radova uvodi se tehnologija napečenja keramike na osnovnu metalnu konstrukciju. Važan trenutak događa se sredinom prošlog stoljeća dodavanjem leucita u kemijski sastav postojećih keramičkih materijala, čime je omogućeno njihovo spajanje na zlatne legure. Poslije se na tržištu pojavljuje glinična keramika s visokim postotkom aluminijeva trioksida (40 – 50 %) koja je čvršća u odnosu na dotadašnje (oko 131 Mpa). Učestalost lomova znatno se smanjuje, a otvara se i mogućnost provođenja estetske terapije u svim indikacijskim područjima (6).

Temeljem istraživanja novonastalih materijala, J. W. McLean (26), Duckeyne i Lemons (27) i Voss (28) ističu njihovu biokompatibilnost, stabilnost, trajnost i optičke kvalitete (translucenciju, refleksiju). Istraživanje koje je osamdesetih godina prošlog stoljeća provedeno u skupini sačinjenoj od 80 stomatologa pokazalo je kako 70 % ispitanika izrađuje metal-keramičke radove na stražnjim zubima pacijenta u 70 % do 100 % slučajeva (30). Analizom rezultata mnogobrojnih istraživanja 1987. godine, Suvin zaključuje kako provođenje protetske terapije metal-keramičkim radovima postaje moguće u mnogim situacijama gdje su se metali i

akrilat pokazali neodgovarajućima. Zbog široke i česte primjene, metal-keramika postaje „zlatnim standardom“ dentalne protetike (29).

Tadašnje visokoplemenite legure koje su korištene za izradu metalne osnovne konstrukcije protetskog rada sadržavale su više od 60 % plemenitih metala (44 – 55 % zlata i 35 – 45 % paladija) s malim količinama galija, indija i/ili kositra. Nedostatak im je bila visoka cijena i nepodudarnost s određenim keramičkim sustavima. Stoga se usporedno s razvojem keramičkih materijala razvijaju i legure s niskim udjelom plemenitih metala kao i neplemenite, koje uz zadovoljavajuću cijenu, visoku čvrstoću i tvrdoću te visok temperaturni raspon taljenja imaju i veliku lomnu žilavost. Legure moraju osigurati:

- dobru vezu s keramičkim materijalom
- dobru prilagodljivost
- malu gustoću i vodljivost topline
- veliku čvrstoću
- postojanost na koroziju
- biokompatibilnost
- sposobnost tečenja (4, 30).

Svojstva legura i keramičkog materijala u metal-keramičkim sustavima ne mogu se promatrati izdvojeno jer obje komponente moraju posjedovati kompatibilne temperature pečenja i koeficijente termičke ekspanzije kako naprežanjem ne bi dolazilo do utjecaja na njihovu međusobnu vezu. Interval taljenja legure mora biti minimalno 150 °C viši od temperature pečenja keramike. Ako je taj raspon manji, dolazi do distorzije. Što je ta razlika veća, mogućnost pojave problema prilikom napečenja keramike je manja. Osim toga, stvaranje većih količina oksida, što može biti slučaj kod neplemenitih legura, dovodi do poteškoća u obradi površine odljeva i ostvarivanju potrebne vezne čvrstoće. Neke legure imaju upitnu biokompatibilnost (npr. berilij je kancerogen, na nikal se javljaju alergijske reakcije), što su nedostaci takvih legura (31).

Izrada metal-keramičkih protetskih radova s tehnološkog je aspekta vezana uz niz potencijalnih izvora problema. Kako bi se izbjegli, odnosno sveli na najmanju moguću mjeru, potrebno je uskladiti koeficijente termičke istezljivosti između legure i keramike te precizirati intervale taljenja legure i napečenja keramike. Važno je:

- precizirati oblik i dimenziju metalne osnovne konstrukcije kako bi keramika na svim mjestima bila ravnomjerno poduprta

- utvrditi način pripreme površine odljeva
- dobiti kvalitetnu vezu između dviju površina u dodiru
- unaprijediti kondenzaciju i vlaženje keramike kako bi kontrakcija tijekom pečenja bila što manja
- postići otpornost materijala na ponovna žarenja
- postići zadovoljavajuću čvrstoću na udar, savijanje i smicanje
- postići zadovoljavajuću estetiku bez obzira na prisutnost metalne konstrukcije (4).

U ukupnoj ocjeni uspješnosti provedene protetske terapije, danas estetika ima sve veće značenje, čime dolazi do promjena u paradigmi lijepog nadomjeska. Povratak prirodnom izgledu i biološkoj funkciji stomatognatog sustava u svim, a posebice u estetskim segmentima, postaje postulat protetske terapije. Odbijanje zraka svjetlosti od osnovne metalne konstrukcije protetskog rada i nemogućnost postizanja translucencije uz tamni marginalni rub koji metal-keramička krunica često ima u svom cervikalnom dijelu više ne zadovoljavaju estetiku i očekivanja pacijenata i terapeuta (Slika 1.).



Slika 1. Tamni rub marginalne gingive uz rub metal-keramičke krunice.

Osviješteno je i da postoji potencijalna opasnost za zdravlje parodonta zbog radikalnog subgingivnog smještaja i pritiska ruba krunice te korozivskih procesa kojima podliježe protetski

rad u usnoj šupljini kako bi se nedostatak postojanja tamnog ruba sveo na najmanju moguću mjeru („fenomen kišobrana“). Porast pojavnosti alergija (često u neplemenitim legurama postoji određen udio nikla za koji je dokazano da je najveći alergen u dentalnoj medicini) te spoznaja o utjecaju korozije na zdravlje okolnih i udaljenih bioloških tkiva, dovode do razvoja staklokeramike koja osim izvrsne estetike ima vrijednost tvrdoće gotovo identičnu caklini.

Na tržištu se pojavljuju dva velika sustava staklokeramike:

- ljevljiva Dicor keramiku (s kristalima tinjca – De Trey/Dentsply, SAD i keramika s kristalima leucita Optec – Jeneric/Pentron, SAD)
- tlačena Empress staklokeramika (Ivoclar 1990. godine na tržište stavlja leucitnu keramiku IPS Empress, 1998. godine litij-disilikatnu IPS Empress 2 i poslije e.max staklokeramiku (32, 33).

Problemi krhkosti i lomljivost ovih keramika, a koji su bili prisutni u trenucima njihova nastajanja, pokušali su se riješiti dodavanjem vlakana (Mirage keramika), uvođenjem sekundarne kristalinične faze kao što su ortofosfati (e.max keramika) te različitim dimenzijama, oblicima, količinama i rasporedom osnovne kristalne komponente. Daljnji razvoj uključivao je uvođenje veće količine aluminijeva trioksida i infiltraciju staklom (In Ceram Alumina), uvođenje magnezijeva oksida i tvorbu spinela (In Ceram Spinel) te uvođenje cirkonijeva dioksida u aluminij-oksidnu keramiku (In Ceram Zirconia). Primjena aluminij-oksidnih i cirkonij-oksidnih blokova i strojna izrada protetskih radova dovela je do revolucije u protetici. Činilo se kako će mnogi do tada uvriježeni sustavi nestati iz svakodnevne prakse. Kliničko iskustvo, međutim, pokazuje da zbog učestalosti lomova, posebice obložne keramike kod potpuno keramičkih radova, a i nedovoljne čvrstoće, ipak ne mogu u cijelosti zamijeniti metal-keramičke radove, osobito kada je riječ o mostovima velikih raspona. Indikacija im je sužena na pojedinačne krunice ili mosne konstrukcije manjih raspona, posebice kada je riječ o staklokeramikama. Za semicirkularne mostove i mostove velikih raspona u kliničkoj se praksi još uvijek preferiraju metal-keramički protetski radovi, ali postoji sve veći interes za primjenom cirkonij-oksidne keramike (34).

1.1.2. Sastav i struktura dentalne keramike

Tradicionalna keramika prirodna je sirovina sastavljena uglavnom od materijala silikatne prirode te se po Američkom društvu za keramiku definira kao anorganski materijal koji se u prirodi nalazi u kristaličnom obliku te se sastoji od metala i nemetala povezanih ionskim i/ili kovalentnim kemijskim vezama npr. veza aluminij – kisik (Al_2O_3), kalcij – kisik (CaO) itd. (15). Pojam dentalna keramika odnosi se na anorgansku nemetalnu strukturu koja sadrži kisik koji je kemijski vezan za pojedini metal ili nemetal (kalcij, litij, fosfor, magnezij, cirkonij, natrij, titan...) (16, 35).

U dentalnoj protetici koriste se spojevi sastavom između porculana i stakla, čijom se kombinacijom omjera postojećih sastavnica ili dodavanjem novih omogućava izrada kvalitetnih protetskih radova (4).

Sirovine za tradicionalnu keramiku mogu biti neplastične i plastične. Osnovna plastična sirovina produkt je raspadanja glinenca (glina), koja se u prirodi može pronaći kao primarna (nalazi se na mjestu nastanka) ili sekundarna glina (nastala sedimentacijom) zbog čega u sastavu često ima nečistoće (6).

Glinenci su najvažnija skupina silikatnih materijala. Po kemijskom su sastavu dehidrirani alumo-silikati kalcija, natrija i kalija, a najzastupljeniji su leucit, albit, ortoklas i anurit. Kalijski glinenac dolazi u oblicima sanidina, mikrolina i adularija U keramičkom materijalu imaju udio od 80 % te predstavljaju staklenu fazu materijala, tvoreći matriks za druge kristale. Zaslužni su za translucenciju i snižavanje temperature taljenja. Glinenci nisu stabilni tako da pod utjecajem atmosferilija prelaze u kaolin i druge sastojke, a kalijski i natrijski pod utjecajem visoke temperature prelaze u oblik tinjca, moskovita i paragomita.

Kaolin je smjesa kvarca i minerala kaolinita i predstavlja najčišći oblik gline koji nastaje izlaganjem glinenca atmosferilijama. Po kemijskom je sastavu hidratizirani aluminijev silikat bijele boje. To je fini prah gustoće $1,08 - 2,6 \text{ kg/m}^3$ koji intenzivno upija vodu. U dentalnoj ga keramici ima 3 – 4 %, a njegov doprinos očituje se u povećanju podatnosti i mogućnosti oblikovanja smjese. Povezuje sastavne gradivne elemente u cjelinu i zaslužan je za opacitet protetskog rada.

Kvarc (SiO_2) široko je rasprostranjen mineral otporan na djelovanje atmosferskih uvjeta. Nalazi se u četiri alotropske modifikacije: kristobalit, tridimit, kristalinični kvarc i kao nekristalinični fuzionirani oblik. Zbog strukture i oblika mreže silicijevih tetraedara spojenih kovalentnom vezom, fuzionirani oblik ima visoku temperaturu taljenja, a ujedno predstavlja i osnovnu

gradivnu jedinicu stakla. U dentalnoj keramici ima udio 11 – 22 % težinskog udjela. Kao sirovina onečišćen je željezom koje se, kako ne bi došlo do promjene boje, uklanja magnetima. Za komercijalnu uporabu u dentalnoj medicini dolazi kao proziran i bezbojan materijal staklastog sjaja i visokih vrijednosti tvrdoće (7 prema Mohsu) (6).

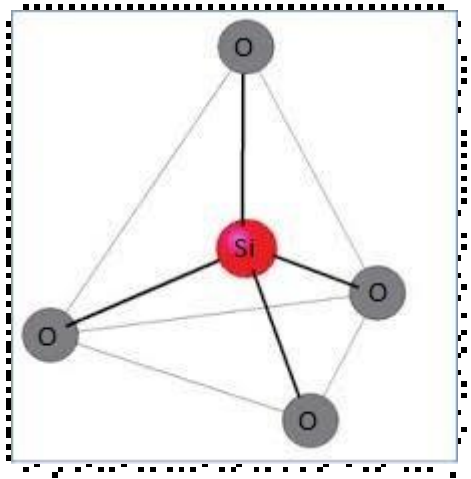
Za optimiziranje svojstava keramičkim dentalnim materijalima dodaju se:

- organske tvari zaslužne za svojstvo plastičnosti (škrob, dekstrin)
- kositreni i cirkonijev oksid za opacitet
- razni oksidi za obojenje (titanov oksid za žutu, kobaltni oksid za plavu, željezov i niklov oksid za smeđu, manganov oksid za ljubičastu, bakrov i kromov oksid za zelenu)
- uranov, samarijev i cerijev oksid koji pridonose fluorescenciji
- brojni katalizatori (kalijev fosfat, kalijev i natrijev karbonat, boraks, olovni oksid) (6).

Suvremene dentalne keramike sintetičkog su podrijetla i nastaju kontroliranom kristalizacijom stakla (staklokeramike), očvršćivanjem glinične keramike uz pomoć velike količine Al_2O_3 , uvođenjem tehnologije infiltracije staklom (infiltracijske keramike) ili tvorničkim sinteriranjem čime nastaju polikristalinične oksidne keramike.

Mikrostruktura dentalnih keramika definirana je njezinim sastavnicama: vrstom, čistoćom, veličinom i distribucijom zrna i pomoćnim sredstvima za oblikovanje (6). Uključuje staklenu i kristalnu fazu, pore te neizreagirana zrna. Svojstva keramičkih materijala ovise o omjeru tih elemenata. Tvornički proizvedeni blokovi imaju smanjenu pojavnost pora te homogeniju strukturu, čime pokazuju poboljšana mehanička svojstva u odnosu na tehniku ručne kondenzacije materijala (36). Optička svojstva ovise o zastupljenosti kristalinične odnosno staklene faze. Povećanjem udjela staklene faze u ukupnom težinskom udjelu materijala povećava se translucencija, što dovodi do poboljšanja estetske vrijednosti protetskog rada.

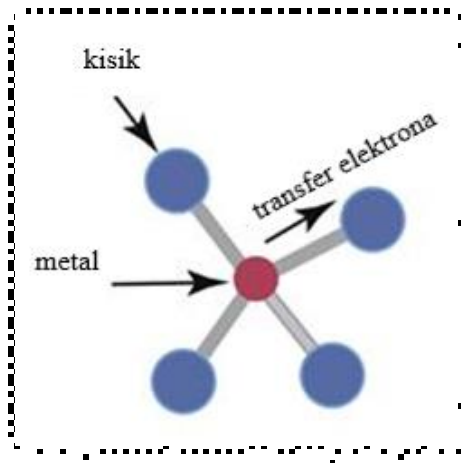
Nekristalinične keramike mješavina su minerala (glinenac, silicijev dioksid, aluminijev oksid) uloženi u amorfnu staklenu fazu ili matriks, koji se sastoji od silicijeva tetraoksida u kojem silicij povezan s atomima kisika tvori tetraedarsku strukturu (Slika 2.).



Slika 2. Konfiguracija silicijeva tetraedra.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 16. Individualizirao i uredio autor.)

Kristalinične keramike materijali su čija je struktura najčešće ojačana kristalima leucita ili aluminijeva oksida uronjenih u stakleni matriks, što dovodi do poboljšanja mehaničkih svojstava i veće otpornosti na lom (16). Konvencionalne keramike sadrže manje kristala i time su inferiornijih mehaničkih svojstava u odnosu na kristalinične. Podložnije su lomu i pojavi napuklina u samom materijalu (37).

Unutar keramičkih materijala atomi su spojeni ionskim vezama kod kojih se elektroni prenose s metalnog na nemetalni atom, čime dolazi do elektrostatičkog privlačenja (Slika 3.). Takva veza dovodi do lomljivosti i krhkosti kristala koji su u kristalnoj rešetki raspoređeni tako da stvaraju grupe i pri tome zauzimaju minimalno potreban prostor.



Slika 3. Ionska veza.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 16. Individualizirao i uredio autor.)

Osim ionskim, atomi mogu biti spojeni i kovalentnim vezama koje čine elektronski parovi nemetalnih atoma. Kovalentna veza je usmjerena, što znači da su razmak i raspored atoma strogo određeni i da su stabilnog prostornog rasporeda. Ovaj tip veze ostvaruje poboljšanje mehaničkih svojstva materijala uz visoku temperaturu taljenja. Sile koje se stvaraju kovalentnim vezama izrazito su jake i odgovorne su za nastanak materijala visokog modula elastičnosti, velike tvrdoće, visokog tališta, male rastezljivosti i kemijske postojanosti (6).

Greške u strukturi keramičkih materijala nastaju zbog kaotičnosti strukture kristalne rešetke, a podrazumijevaju pojavnost napuklina, pora, krupnih zrna i uključaka. Nastaju tijekom izrade ili obrade protetskog rada zbog nepravilnog rukovanja materijalom, nepravilne obrade površine ili nekorektne manipulacije u ustima pacijenta. Kao posljedica nesavršenog slaganja čestica keramičkog praha u zubotehničkom laboratoriju, dolazi do pojave primarnog poroziteta, dok kao posljedica utjecaja vlažnog medija u ustima, nastaje i sekundarni. Nastale pore predstavljaju mjesta slabije opteretivosti i inicijalno su mjesto nastanka napuknuća, a tijekom vremena i pod opterećenjem iz njih će se razviti pukotine koje često dovode do loma protetskog rada. Koncentracija naprezanja, propagacija pukotine i lom materijala pojaviti će se i na potkopanim, zakrivljenim ili oštrim mjestima zbog čega je važno ispolirati bataljak.

1.1.3. Svojstva dentalne keramike

Svojstva dentalne keramike obilježena su njezinom primjenom u dinamičnom mediju usne šupljine koja se nizom posebnosti razlikuje od ostalih dijelova ljudskog organizma. Poput svih dentalnih materijala, i dentalna keramika mora imati najviši stupanj bioinertnosti kako svojim prisustvom ni na koji način ne bi negativno djelovala na biološka tkiva usne šupljine ili udaljene organe. Osim toga, mora imati postojane dimenzije, stabilnu boju i oblik kako ne bi utjecala na funkcijsku ili uporabnu trajnost protetskog rada. Funkcijska trajnost predstavlja razdoblje u kojem će provedena terapija pružati optimalnu terapijsku i estetsku funkciju, a definirana je biološkom i tehničkom trajnošću (21).

Mehanička i optička svojstva keramika ovise o tome koliko je kristalinične faze zastupljeno u strukturi materijala. Kako bi se postigla optimalna čvrstoća, keramički materijali moraju u svom sastavu sadržavati dovoljan udio kristalnih sastavnica koje će smanjiti transparentnost, odnosno povećati njezinu neprozirnost. Povećanjem udjela staklene faze u kojoj su kristali različitih vrsta, veličina, količine i rasporeda uloženi u stakleni matriks, raste translucencija materijala, čime estetika protetskog rada dobiva na kvaliteti.

Općenito govoreći o svojstvima keramičkih materijala, potrebno je razlikovati:

- mehanička svojstva: statička i dinamička čvrstoća, vlačna, tlačna i savojna čvrstoća, čvrstoća na udar, elastičnost i viskoelastičnost, istežljivost i tvrdoća
- fizikalna svojstva: dimenzijske promjene, provodljivost topline i elektriciteta, gustoća, izgled, optička svojstva
- kemijska svojstva: odnos prema kiselinama i lužinama, otpuštanje sastojaka, topljivost, erozivnost i korozija (4).

Mehanička svojstva keramičkih materijala određena su vrstom i veličinom kristala uronjenih u stakleni matriks (34). Odgovarajuća čvrstoća uvjetovana je dovoljnom količinom kristalnih sastavnica u ukupnoj strukturi materijala. Veći udio kristalne komponente doprinosi mehaničkim svojstvima, ali dovodi do smanjenja transparentnosti, dok se većim udjelom amorfne staklene matrice smanjuje žilavost i povećavaju optičke vrijednosti. Materijali za potpuno keramičke radove sadrže veću količinu kristala (35 – 90 %), što pridonosi i boljim mehaničkim svojstvima:

- elastičnosti – „svojstvo materijala da se nakon naprezanja vrati u izvoran oblik“. Određena je modulom elastičnosti određenog materijala koji se definira odnosom napona i deformacije (mjeri se u paskalima).

- žilavosti – „sposobnost materijala da plastičnom deformacijom razgradi naprezanja i povisi otpornost materijala na krhki lom“
- krhkosti – „svojstvo materijala da se lomi bez prethodne plastične deformacije“
- čvrstoći – „najveći napon na granici elastičnosti koji materijal može izdržati prije početka plastične deformacije“; u velikoj mjeri ovisi o gustoći materijala.
- trošenju – nepoželjno i progresivno „uklanjanje materijala s površine tijela“. Pojave koje dovode do trošenja mogu biti kemijske (korozija) i mehaničke prirode.
- plastičnosti – određena je „trajnom deformacijom određenog materijala. Što je trajna deformacija veća, to je materijal plastičniji, manje krut“
- tvrdoći – otpor prodiranju drugog materijala kroz površinu prvog, tj. otpornost materijala na lokaliziranu deformaciju
- gustoći – količina materije po jedinici volumena (34).

Uz integraciju protetskog rada u ustima, jedan je od najvećih izazova protetske terapije postizanje što prirodnijeg izgleda. Poželjno je da se između boje prirodnih zubi i gradivnih materijala postigne učinak stapanja („kameleonski učinak“) na koji utječu nijansa, ton i zasićenost boje, kao i ostali čimbenici koji doprinose optičkim kvalitetama nadomjeska (38 – 40). Stupanj translucencije keramičkog materijala, boja dentina bataljka i funkcijska opterećenja kojima će protetski rad biti podvrgnut važni su čimbenici odabira materijala i sustava izrade protetskog rada kojim će se provesti protetska terapija (41, 42).

Osnovna konstrukcija u dvoslojnim keramičkim radovima osigurava čvrstoću, dok se fasetnom keramikom želi postići što prirodniji izgled (43). Estetska vrijednost protetskog rada ovisi o gradivu, morfološko-anatomskom obliku, teksturi površine, translucenciji i boji (44). Stoga poznavanje biofizičkih karakteristika zubnih tkiva i gradivnih materijala ima veliku važnost u pravilnom odabiru vrste i boje materijala, što su ključni čimbenici kliničkog uspjeha (45, 46, 47). Protetski rad, s kliničkog aspekta, nije posebna cjelina, već s dentinom izbrušenog zuba i cementom tvori funkcijsku cjelinu (48).

Optička svojstva keramičkih materijala ovise o interakciji objekta i upadne svjetlosti i razlog su zbog kojih se ovi materijali s estetskog aspekta smatraju najboljim protetskim gradivnim materijalima. Lom i rasap svjetlosne zrake ovise o veličini čestica i poroznosti keramičkog materijala. Jedan se dio spektra zrake svjetlosti koja padne na površinu lomi (refrakcija), a drugi se dio u trenutku kada dođe na granicu dvaju sredstava različite optičke gustoće odbija

(refleksija). U dentalnoj keramici ta su dva sredstva kristalna i staklena faza, te takav protetski rad prirodnije izgleda.

Svojstvo opalescencije optičko je svojstvo cakline koje pridonosi bjelini keramičke krunice jer se većina valnih duljina svjetlosti reflektira (plavoljubičasto), dok se određene valne duljine svjetlosti propuštaju (narančastocrveni tonovi) (48). U obrnutom je razmjeru s translucencijom koja ovisi o raspršivanju svjetlosti (49, 50). Ako su čestice keramičkog materijala od kojeg se izrađuje protetski rad manjih dimenzija, bit će brojnije, a raspršivanje svjetlosti veće, tako da će protetski rad biti manje mutan. Analogno tome, što se više svjetlosnih zraka reflektira, protetski će rad biti transparentniji. Za veći opacitet potrebno je da su čestice većih dimenzija i različitih indeksa loma svjetlosti (51, 52).

Fluorescencija je odgovorna za postizanje bjeline i fenomena „svjetlucaja“ keramičke površine pretvorbom ultraljubičaste u vidljive zrake svjetlosti (4).

1.1.4. Laboratorijska izrada keramičkih protetskih radova

Izrada dvoslojnih keramičkih protetskih radova započinje izradom osnovne konstrukcije – jezgre (metalne ili keramičke) kojom se osigurava čvrstoća, trajnost i stabilnost protetskog rada i koja se može i u cijelosti pokriti obložnim estetskim keramičkim materijalom. Ako je riječ o metal-keramičkim protetskim radovima, metalnu osnovu konstrukciju moguće je izraditi:

- lijevanjem
- galvanizacijom
- nabiranjem tanke folije
- sinteriranjem
- glodanjem
- aditivnom tehnikom (3D ispisom) (53).

Lijevanje predstavlja konvencionalan tijek izrade metalne osnovne konstrukcije. Postupak se sastoji od navoštavanja radnog modela, njegova ulaganja u vatrostalni uložni materijal, izgaranja voska i ulijevanja rastaljenog metala u stvorenu šupljinu unutar ljevne blokove. Nakon hlađenja, odljev se obrađuje i priprema za nanošenje keramičkog materijala postupkom slojevanja.

Postupci galvanizacije primjenom tanke folije alternative su lijevanju. Na dublirani se model radnog bataljka elektrokemijski nanosi 0,2 mm deo sloj 99,9-postotnog čistog zlata (galvanizacija). Kod tehnike rada s folijom, zlatna se ili platinska folija nabire na radni bataljak i žari tvoreći osnovu protetskog rada. Kada je protetski rad u potpunosti završen, folija se odstranjuje njegovim uranjanjem u vodu na nekoliko minuta (31).

Sinteriranje metalnog praha odvija se na dupliciranom (dubliranom) radnom modelu izrađenom od vatrootpornog materijala. Prah visokokaratne zlatne legure zamiješa se s tekućinom u konzistenciju paste koja se kistom nanosi na bataljak, oblikujući pritom jezgru keramičkog rada. Tijekom zagrijavanja (300 °C / 15 min) i žarenja (1100 °C / 15 min) u konvencionalnoj peći za keramiku metalna se pasta zgusne u kompaktnu kovinsku kapicu. Nakon hlađenja u vakuumu i dorade dobivene osnove, slijedi oblaganje (slojevanje) konvencionalnim keramičkim materijalom (54).

Glodanje metalne jezgre omogućeno je primjenom CAD (računalom vođeno oblikovanje) / CAM (računalom vođena izrada) tehnologije u stomatološkoj protetici. Sustav se temelji na skeniranju brušenih zuba u ustima ili izlivenih radnih modela, nakon čega slijedi digitalno oblikovanje protetske jezgre. Datoteka se u STL formatu šalje u glodalicu koja iz bloka materijala glode zadani oblik. Za izradu metalne osnove kod dvoslojnih sustava najčešće se rabe blokovi titana ili predsinterirani blokovi CoCr legure koji se nakon glodanja i sinteriranja poliraju.

Aditivna tehnika izrade naziva se još i 3D ispis ili 3D gradnja. Predstavlja proces izrade jezgre slojevanjem na temelju softverski dizajniranog predloška koji se u digitalnom obliku šalje u 3D pisac. Izrada započinje nanošenjem tankog sloja metalnog praha na platformu uređaja gdje laserska zraka sinterira nanoseni prah. Softverski vođenim postupkom laserskom se zrakom sinteriraju slojevi dok se ne dobije konačan oblik koji je unaprijed definiran softverskim dizajnom.

Dovršenje dvoslojnih keramičkih radova započinje pripremom osnovne keramičke smjese. Miješanjem keramičkoga praha s destiliranom vodom ili originalnom tekućinom dolazi do stvaranja keramičkoga tijesta koje predstavlja sustav fino dispergiranih čestica keramičkog materijala. Tijesto se postupkom slojevanja uz odstranjivanje vlage slojevito nanosi na čvrstu osnovnu konstrukciju protetskog rada.

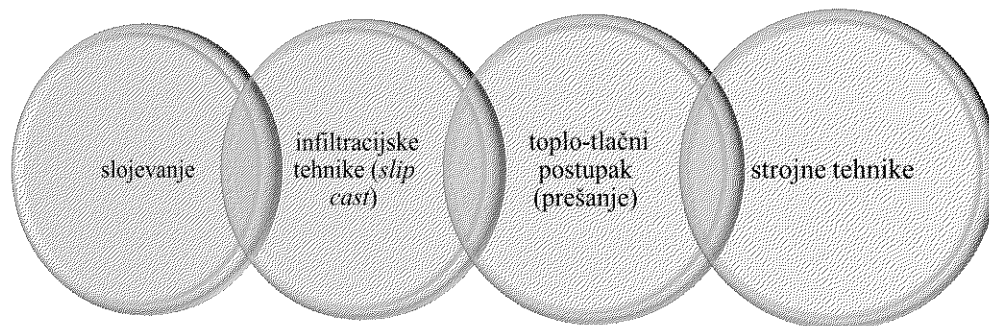
U sirovom stanju pripremljeni keramički materijal mora:

- imati mogućnost modelacije
- imati sposobnost sušenja (ne smije se lomiti ili mijenjati oblik modelacije)
- biti otporan na termička naprezanja tijekom sinteriranja (ne smije se deformirati)
- biti vatrootporan
- biti dobrih fizikalnih svojstava (4).

Nakon oblikovanja kojim se postiže željeni oblik i prilikom kojeg se keramičke čestice ručno zbijaju, slijedi postupak sušenja i pečenja. Gotov proizvod treba teksturom, sjajem i bojom oponašati prirodni zub (6).

Protetske radove moguće je izraditi primjenom četiriju različitih tehnika (Slika 4.):

- tehnikom slojevanja
- infiltracijskom tehnikom (*slip cast*)
- toplo-tlačnim postupkom (prešanjem)
- strojnim tehnikama.

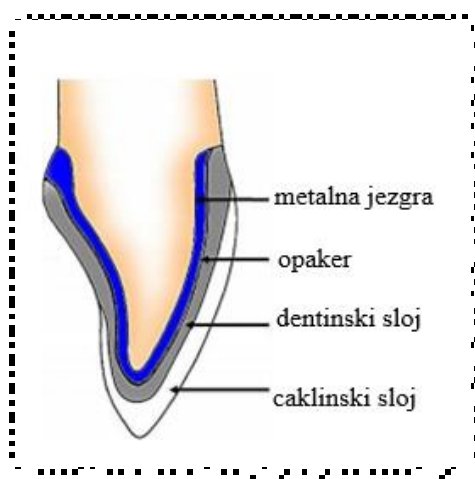


Slika 4. Tehnike izrade keramičkih protetskih radova.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 53. Individualizirao i uredio autor.)

Konačni oblik protetskog rada moguće je postići:

- tehnikom slojevanja
- *cut-back* tehnikom
- tehnikom bojenja.

Tehnika slojevanja temelji se na oblaganju jezgrenog dijela protetskog rada polimernim ili keramičkim estetskim materijalima. Modificiranjem jezgre u smislu simplificirane, reducirane morfologije stvara se prostor za nanošenje obložnog materijala, čime protetski rad dobiva konačan morfološko-anatomski oblik i izgled (Slika 5.).



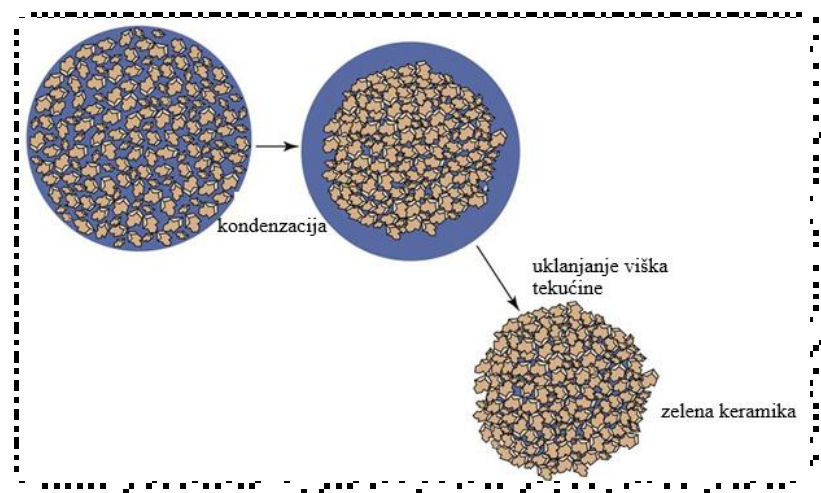
Slika 5. Tehnika slojevanja.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 54. Individualizirao i uredio autor.)

Osnovnom se konstrukcijom osigurava čvrstoća protetskog rada. Debljina stjenki ovisi o vrsti gradivnog materijala i kreće se od minimalno 0,3 mm (neplemenita legura) do 0,5 mm (plemenite legure i potpune keramike savojne čvrstoće veće od 350 MPa). Estetika protetskih radova izrađenih ovom tehnikom gotovo je besprijekorna, jer se protetski rad izrađuje analogno slojevitosti prirodnoga zuba, čime se postiže dojam prirodnosti, što je posebice važno pri izradi protetskih radova u prednjem segmentu zubnog niza. Problem kod ove tehnike izrade nadomjeska može biti u veznoj čvrstoći između površine osnovne konstrukcije i obložne keramike (55).

Tehnika slojevanja korištenjem keramičkog praha i pripadajuće mu tekućine ili destilirane vode odvija se u nekoliko faza:

- oblikovanje
- sušenje
- sinteriranje
- glaziranje (6).

Oblikovanje podrazumijeva kondenzaciju (zgušnjavanje) keramičkog praha postupcima suhog, vlažnog, vrućeg ili izostatičkog prešanja kako bi se dobio kompaktan i homogeniji materijal s ujednačenom kontrakcijom prilikom pečenja (Slika 6.), što dovodi do stvaranja „zelene keramike“.

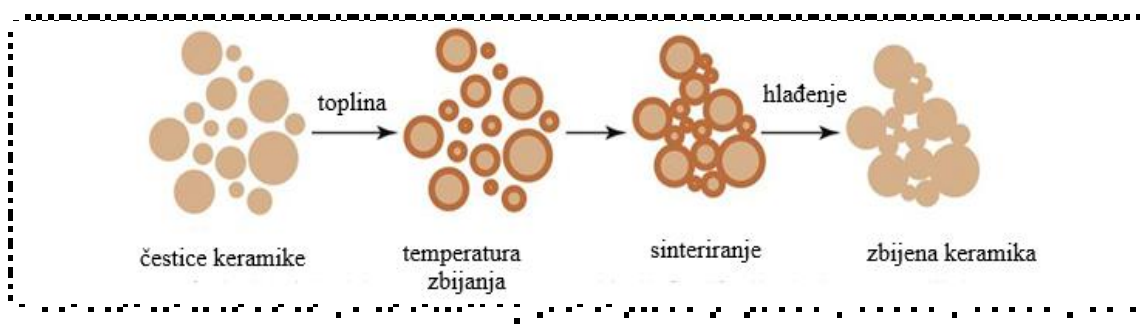


Slika 6. Kondenzacija keramičkog materijala.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 14. Individualizirao i uredio autor.)

Pravilan tijek kondenziranja određen je veličinom čestica i praznim prostorom među njima (oko 45 %). Kvaliteta kondenziranja ovisi o tehnici kojom se taj postupak izvodi. Zbog boljeg i pravilnijeg slaganja čestica, vibracijska i špatulacijska tehnika kondenzacije u prednosti su u odnosu na tehniku četkanja (38).

Sušenje i pečenje oblikovanih keramičkih protetskih radova složen je postupak u kojem u strogo kontroliranim uvjetima temperature i tlaka u određenom vremenu dolazi do evaporacije tekućine, čime se smanjuje vlažnost i istovremeno povećava čvrstoća materijala. Pri tome dolazi do zbijanja čestica (kondenzacije) i izgaranja aditiva i plastifikatora te eliminacije pora, a materijal se kontrahira. Nastali proizvod naziva se „bijela keramika“ (56).

Sinteriranje je postupak koji se definira kao „transformacija iz početne porozne keramičke smjese u gustu, čvrstu keramiku i rezultat je vezanja, difuzije i fenomena tečenja“. Opisuje se kao „složen slijed toplinskih ciklusa ispod temperature taljenja glavne sastavnice keramike koji vode do djelomičnog taljenja staklene matrice i međusobnog stapanja čestica“. Tijekom tog procesa, pore koje su prisutne između zrna nestaju, tako da se cijeli sustav kontrahira u iznosu 30 – 40 % uz porast čvrstoće materijala (Slika 7.) (57 – 60).



Slika 7. Shematski prikaz sintiranja keramike.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 14. Individualizirao i uredio autor.)

Postupci kondenzacije (zgušnjavanja) keramičkog materijala po sličnim se principima rade i u tvornici čime se dobiju gotovi keramički valjčići ili blokovi. Kako se takva proizvodnja radi sofisticiranom aparaturom i tehnologijom, proizvodi su strukturno kvalitetniji, ujednačene mikrostrukture, gušći te veće čvrstoće i postojanosti u odnosu na kondenzacijske keramike.

Postupak glaziranja pridonosi oplemenjivanju površine protetskog rada dajući joj sjaj jer materijal za glaziranje sadrži više staklene faze u odnosu na materijal za oblikovanje. Osim što svojom tvrdoćom površinu protetskog rada čini otpornom na trošenje, zatvaranjem

mikropukotina koje nastaju u proizvodnom postupku doprinosi i povećanju čvrstoće protetskog rada. Glatkoća površine nakon glaziranja osobito je važna u kontroli održavanja higijene i akumulacije plaka, a uz stvaranje sjaja i utjecaja na teksturu površine nadomjeska doprinosi estetici.

Glazure sadržavaju metalne okside kojima se postižu različita obojenja koja doprinose estetici, ali su relativno kratkog vijeka. Stoga je svakako bolje da se boje nanose u osnovnom, dentinskom materijalu prije nanošenja glazure. Uz navedeni, u praksi široko uvriježeni klasičan način glaziranja nanošenjem niže taljive keramike na površinu objekta i pečenjem, poznat je i način samoglaziranja pri kojem se pečeni keramički rad kratkotrajno (oko četiri minute) zadrži u peći i time se izloži temperaturi malo nižoj od temperature na kojoj se nadomjestak pekao. Tako dolazi do taljenja površinskog sloja i popunjavanja mikropukotina nastalih tijekom pečenja.

1.1.4.1. Tehnologija napečenja keramike na metalnu osnovnu konstrukciju

Sustav metal-keramika nije poznat u prirodi ni u jednom obliku nego je nastao kao rezultat težnje da se izradi protetski rad maksimalnih estetskih vrijednosti i dovoljne čvrstoće (34). Napečenje keramičkog materijala na metalnu konstrukciju standardni je postupak u stomatološkoj protetici. Uvriježen mu je naziv metal-keramika i predstavlja spajanje dvaju gradivnih protetskih materijala u cjelinu fiksnoprotetskog rada. Dok lijevana protetska metalna osnova osigurava čvrstoću, trajnost i stabilnost protetskog rada, keramičkim materijalom u boji zuba koji se pokriva osigurava se estetika i funkcija.

Primjena metal-keramičke protetske suprastrukture rasprostranjena je diljem svijeta i unatoč primjeni novih materijala i tehnologija koje se uvode u protetsku terapiju, i danas se s pravom može smatrati „zlatnim standardom“ u dentalnoj protetici (Slika 8.).



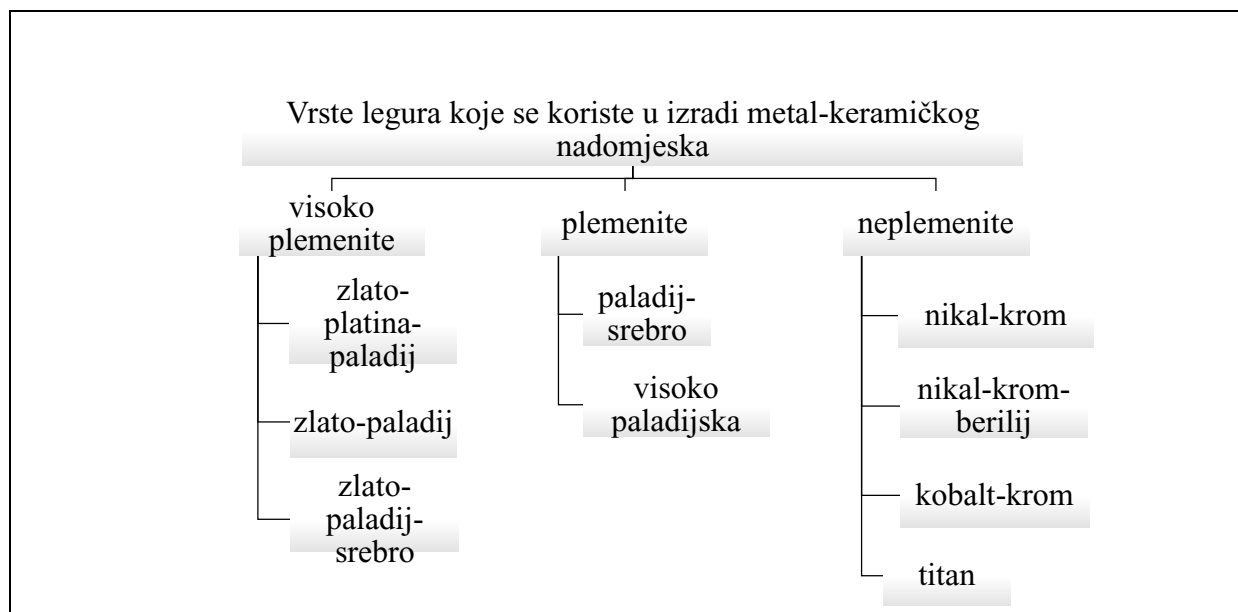
Slika 8. Metal-keramički protetski rad.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 61. Individualizirao i uredio autor.)

Kako bi sustav metal-keramika zadovoljio, potrebno je da legura ima dobru prilagodljivost i sposobnost stvaranja dobre, postojane veze s keramičkim materijalom. Osim toga, legura mora biti male gustoće i vodljivosti topline, velike čvrstoće i postojanosti na koroziju uz biokompatibilnost i sposobnost tečenja (4).

Svojstva legura i keramičkog materijala ne mogu se promatrati izdvojeno jer obje komponente moraju posjedovati kompatibilne temperature pečenja i koeficijente termičke ekspanzije, kako zbog stvaranja naprezanja ne bi dolazilo do utjecaja na međusobnu vezu.

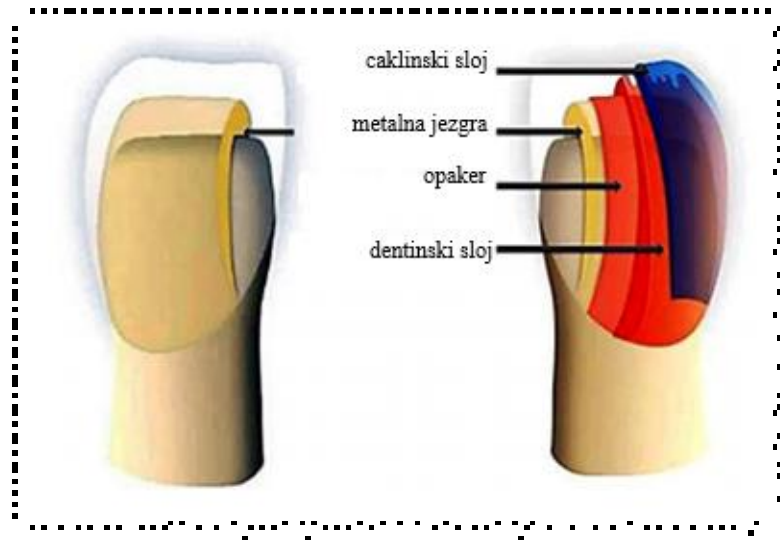
S tehnološkog aspekta, postoji niz potencijalnih izvora problema s obzirom na mogućnost odabira različitih tehnika izrade i vrsta keramičkog materijala odnosno legura (Tablica 1.). Kako bi se izbjegli, potrebno je osim usklađenosti koeficijenata termičke istezljivosti legure i keramike odrediti intervale taljenja legure i napečenja keramike, precizirati oblik i dimenzije metalne osnovne konstrukcije kako bi keramika na svim mjestima bila poduprta, utvrditi način pripreme površine odljeva, dobiti kvalitetnu vezu između dviju površina, unaprijediti kondenzaciju i vlaženje keramike kako bi kontrakcija tijekom pečenja bila što manja, postići otpornost materijala na ponovna žarenja, postići dodatnu čvrstoću na udar, savijanje i smicanje te postići zadovoljavajuću estetiku bez obzira na prisutnost metalne konstrukcije (4).

Tablica 1. Tablični prikaz legura za izradu protetskih radova.



Visoko plemenite legure sadrže više od 60 % plemenitog metala (zlato, platina, paladij) s najmanje 40 % zlata, plemenite legure sadrže najmanje 25 % plemenitih metala, a neplemenite manje od 25 % plemenitih metala. Legure koje su se pokazale adekvatnima u izradi metal-keramičkih nadomjestaka sadrže zlato (44 – 55 %) i paladij (35 – 45 %) s malim količinama galija, indija i/ili kositra, ali uz neke nedostatke, a to su cijena zbog visokog udjela zlata i nepodudarnost s određenim obložnim keramičkim materijalima. Zbog visoke cijene zlata, pojavile su se legure s niskim udjelom tog plemenitog metala koje imaju zadovoljavajuću cijenu, visoku čvrstoću i tvrdoću, visoke temperature pečenja te veliku lomnu žilavost prilikom pečenja, ali i neke nedostatke kao što su stvaranje velikih količina oksida, poteškoće u obradi i upitna je njihova biokompatibilnost (npr. berilij je kancerogen, na nikal se javljaju alergijske reakcije) (31).

Metal-keramički protetski radovi završavaju se tehnikom slojevanja. Obložna keramika koja se već desetljećima koristi u izradi metal-keramičkih konstrukcija spada u grupu gliničnih keramika i zahtijeva preciznu pripremu i kondenzaciju gradiva te nanošenje na metalnu konstrukciju u nekoliko slojeva: opaker, dentinski sloj, caklinski sloj i glazura (Slika 9.).



Slika 9. Gradivni slojevi metal-keramičkog protetskog rada.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 54. Individualizirao i uredio autor.)

Keramika se nanosi u suvišku jer prilikom isparavanja vode iz keramičke smjese dolazi do kontrakcije materijala za 20 – 30 %, odnosno 8 – 10 % linearno, ovisno o količini zaostatne vode u smjesi, modelacijskoj tehnici, vibriranju, karakteristikama čestica keramičkog praha i debljini keramičkog sloja (34). Osim isparavanja vode, dolazi do spajanja čestica keramike, čime one zauzimaju manji volumen, i do sagorijevanja organskih tvari (dekstrina, škroba i sl.) koje su radi lakše primjene bile dodane keramičkom materijalu.

Keramička se faseta peče u nekoliko etapa. Prvi premaz metalne konstrukcije radi se „neprozirnim“ keramičkim slojem (opakerom), kojem je glavna uloga vezivanje keramike za metal i prikrivanje boje metala (Slika 10.). Pečenje prosječno traje oko 20 minuta na temperaturi od oko 930 °C, ovisno o proizvođaču.



Slika 10. Nanošenje opakera na metalnu osnovu protetskog rada.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 63. Individualizirao i uredio autor)

Prekrivanje boje metalne konstrukcije moguće je zbog dodatka opaknih oksida velike gustoće u keramički sloj, čime dolazi do odbijanja zraka svjetlosti i učinkovitog prekrivanja metalne konstrukcije. Opaker se nanosi u dva sloja. Po završetku pečenja opaker dobije sedefastu boju.

Dentinski je sloj odgovoran za oblik i boju protetskog rada, a nanosi se kistom ili malom špatulom i potom peče na 10 – 20 °C nižoj temperaturi 20 minuta. Tijekom nanošenja, keramički se materijal vibrira kako bi se kondenzirao, a suvišak vode apsorbira se papirnatim ručnikom. Prilikom modelacije važno je nanošenje keramičkog materijala u suvišku (predimenzioniranje) jer će tijekom pečenja doći do njegova skvrčavanja. Tijekom modelacije ili ako to nije učinjeno nakon pečenja, dentinska se keramika „izrezuje“ kako bi se omogućilo nanošenje caklinske keramike (Slika 11.) (31). Na kraju se protetski rad glazira čime dobiva glatkoću i sjaj.

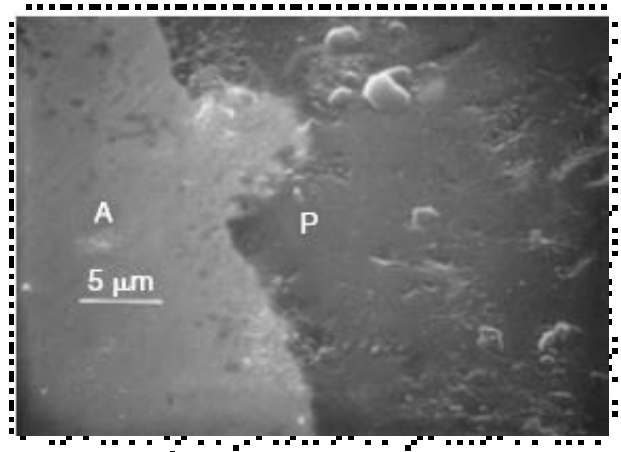


Slika 11. Nanošenje dentinskog i caklinskog sloja keramike.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 64. Individualizirao i uredio autor.)

Za dugotrajnost metal-keramičkog rada od ključne je važnosti snažna veza između površine osnovne konstrukcije (odljeva) i obložnog keramičkog materijala. Vezu obložne keramike s površinom osnovne konstrukcije moguće je ostvariti spajanjem materijala istih ili sličnih koeficijenata termičke ekspanzije (KTE). Teorije veze koje se navode u recentnoj literaturi su:

- teorija kemijskog spajanja
- teorija mehaničke veze
- teorija spajanja Van der Waalovim vezama
- teorija naprezanja
- dendritička teorija
- teorija galvanske korozije (4).

Teorija kemijskog spajanja metala s keramičkim materijalom. Žarenjem osnovne metalne konstrukcije dolazi do migracije neplemenitih čestica metala (tracer atomi) na površinu, gdje spajajući se s kisikom formiraju oksidne spojeve. Stoga je bitno da plemenite legure u sastavu imaju i dovoljnu količinu neplemenitih metala (cink, kositar, indij, galij, željezo....) u količini do 2 %. Povratna difuzija nije moguća, tako da se nanošenjem prvog keramičkog sloja – opakera, oksidi vežu sa silicijem. Pri tome treba osobitu pozornost posvetiti debljini oksidnog sloja kako se ne bi kompromitirala vezna čvrstoća metalne osnove i obložnog keramičkog materijala (Slika 12.) (65).



Slika 12. Vezna površina legure i obložnog keramičkog materijala.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 66. Individualizirao i uredio autor)

Teorija mehaničke veze smatra se dopunskom i temelji se na mikroabraziji (pjeskarenju) površine odljeva kako bi se povećala dodirna površine metalne jezgre i keramičkog materijala. Keramički materijal u postupku slojevanja ulazi u nepravilnu, hrapavu površinu odljeva gdje se tijekom sinteriranja retinira.

Teorija Van der Walesovih veza uporište pronalazi u činjenici da približavanjem dviju tvari dolazi do njihova međusobnog privlačenja zbog oslobođene energije njihovih atoma ili molekula. U keramički se materijal stoga dodaju spojevi koji smanjuju površinsku napetost zamiješanog materijala (Na_2O , K_2O ili boraks), čime se poboljšava vlaženje površine metala što je osnova za stvaranje kemijske veze.

Teorija naprezanja temelji se na svojstvu keramike da bolje podnosi tlačno od vlačnog naprezanja. Stoga se za određenu leguru koristi keramika koja ima nešto manji koeficijent termičkog istezanja u odnosu na leguru. Na taj se način porastom temperature legura isteže više od keramičkog materijala koji je time pod blagim utjecajem kompresijskih sila.

Dendritička teorija temelji se na vezi nastaloj u postupku sinteriranja kada čestice iz stakla prodiru na površinu i vežu se s česticama na površini metala tvoreći međuspoj.

Teorija galvanske koroziije zasniva se na tome da atomi kroma i nikla u dodiru sa željezom precipitiraju, što dovodi do nastanka galvanskoga spoja. Rezultat je stvaranje neravne površine prema keramici koju ispunjava staklo stvarajući vezni sloj.

Metal-keramičke konstrukcije unatoč širokom indikacijskom rasponu i dobroj funkcijskoj trajnosti ipak u potpunosti ne zadovoljavaju očekivanja i zahtjeve današnjih pacijenata. Bez obzira na potrebu i želju da se izradi estetski idealan protetski rad, metal-keramičkim je radovima to ipak nemoguće postići, posebice kada je riječ o vidljivom dijelu zubnog niza. Rješenje je u odabiru potpuno keramičkih radova kod kojih odsustvo metalne jezgre omogućuje veću transmisiju svjetlosti, povećanu transparentiju i prirodniju refleksiju. Što se mehaničkih svojstava tiče, odsustvo metala zahtijeva drugačiju tehnologiju rada kojom će se osigurati čvrstoća i otpornost gradivnog materijala na opterećenje, ali unatoč znatnim poboljšanjima, ni ti materijali još uvijek ne mogu zamijeniti metal-keramičke radove u svim indikacijskim područjima. Stoga je indikacija za njihovu primjenu u postraničnim dijelovima zubnog niza sužena na pojedinačne krunice ili mostove manjih raspona, posebice ako je riječ o staklokeramikama. Za semicirkularne mostove i mostove velikih raspona još se uvijek u kliničkoj praksi preferiraju metal-keramički radovi.

1.1.4.2. Laboratorijska izrada protetskih radova od bezmetalne keramike

Naziv potpuno keramički sustavi odnosi se na bilo koji protetski rad izrađen isključivo od nekog od keramičkih materijala i/ili njegovom kombinacijom s drugim isključivo keramičkom materijalom (67). Zbog superiornijih optičkih svojstava, njima se otklanjaju neki nedostaci metal-keramičkih radova kao što su nedovoljna transmisija svjetlosti, smanjena translucencija i povećana refleksija. Budući da ne sadrže metalnu konstrukciju, nema ni opasnosti od pojave korozijskih procesa ili alergijskih reakcija pacijenata na pojedini metal. Međutim, odsustvo metala koji protetskom radu daje čvrstoću zahtijeva drugačiju tehnologiju rada i promijenjene karakteristike materijala – jezgra potpuno keramičkog nadomjeska mora imati veću čvrstoću i otpornost na udar od obložne keramike.

Povijesni razvitak ovih protetskih radova počinje daleke 1889. godine kada je Land napečenjem keramike na platinsku foliju izradio prvu bezmetalnu keramičku krunicu, a učestalost lomova i primjena samo za pojedinačnu sanaciju zuba ograničavali su njezinu uporabu. McLean i Hughes 1965. godine dodavanjem alumijeva dioksida ojačavaju *jacket*-krunicu, a daljnjom potragom za dodatnim očvršćivanjem materijala došlo se do saznanja kako je to moguće postići dodavanjem određene vrste, količine i veličine kristala, zamjenom iona alkalnih metala većima te transformacijom do koje dolazi izlaganjem materijala određenim naprezanjima (22).

Prema sastavu potpuno keramički sustavi dijele se na staklokeramike, aluminij-oksidne keramike, cirkonij-oksidne keramike (4), a u današnje vrijeme i hibridne keramike.

Potpuno keramičke radove moguće je izraditi infiltracijskom tehnikom, tehnikom toplo-tlačnog postupka ili strojnom tehnikom (CAD/CAM sustav), pa čak i 3D gradnjom.

Infiltracijska tehnika (*slip cast*) zasniva se na izradi osnovne tvrde keramičke jezgre nanošenjem keramičkog materijala na vatrootporni bataljak koji se potom izlaže visokim temperaturama (sinteriranje) nakon čega se provodi infiltracija staklom.

Postupak se temelji na izradi sadrenog i dupliciranog radnog modela. Temeljem otiska izrađeni sadreni modeli dubliraju se silikonom te se tako dobiveni otisak izljeva iz vatrootpornog materijala. U ultrazvučnom aparatu zamiješa se homogena smjesa fino usitnjenog aluminij-oksidnog praška, tekućine i aditiva, koja se zatim kistom u slojevima nanosi na vatrootporni bataljak oblikujući jezgru koja se zatim suši 30 minuta. Jezgra se zatim tijekom četiri sata sinterira na temperaturi od 1120 °C, čime se stvara porozna osnova na koju se nanosi niskoviskozno lantanovo staklo koje se tijekom četiri sata pri temperaturi od 1150 °C u nju i apsorbira. Nakon probe u ustima, protetski se rad završava napečenjem obložne keramike.

Tehnika toplo-tlačnog postupka (prešanja) našla je široku primjenu jer su radovi izrađeni ovom tehnikom visokokvalitetne mikrostrukture i mogu se prešati u svojoj konačnoj veličini ili reduciranom oblika tako da završnu morfologiju daje obložna keramika. Temelji se na keramičkim valjčićima (*ingot*) različitih boja i stupnjeva translucencije odnosno opalescencije, čime je omogućeno da i diskolorirani zubi ne predstavljaju kontraindikaciju za izradu nadomjeska od ovog materijala.

Nakon modeliranja protetskog rada, slijedi toplo-tlačni postupak ispunjavanja praznog prostora unutar kivete (68). Keramički valjčić željene boje zagrijavanjem na oko 1000 °C postaje plastičan i tlačnim se postupkom ubacuje u kivetu (68). Danas se na tržištu nalaze valjčići dviju veličina i četiriju stupnjeva translucencije: *high translucency (HT)*, *low translucency (LT)*, *medium opacity (MO)*, i *high opacity (HO)* (Slika 13.).



Slika 13. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent).
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 55. Individualizirao i uredio autor.)

Strojna tehnika izrade temelji se na redukciji materijala (bloka) uz pomoć rotirajućih svrdala (62). U dentalnu medicinu uvodi je Duret 1971. godine sustavom CEREC I koji je izradila tvrtka Siemens. Sustav je temeljen na intraoralnom skeniranju te direktnoj izradi protetskog rada u pripadajućoj glodalici. Daljnjim usavršavanjem sustava razvija se sustav CEREC III u koji je uvedena trodimenzionalna oralna kamera te mogućnost manipulacije i obrade slike (Slika 14.).



Slika 14. CEREC III sustav – Dentsply Sirona.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 69. Individualizirao i uredio autor.)

CAD/CAM sustav (CAD – Computer Aided Design – računalom potpomognuto oblikovanje; CAM – Computer Aided Manufacturing – računalom potpomognuto oblikovanje) sustav zasniva se na redukciji materijala s pomoću rotirajućih svrdala.

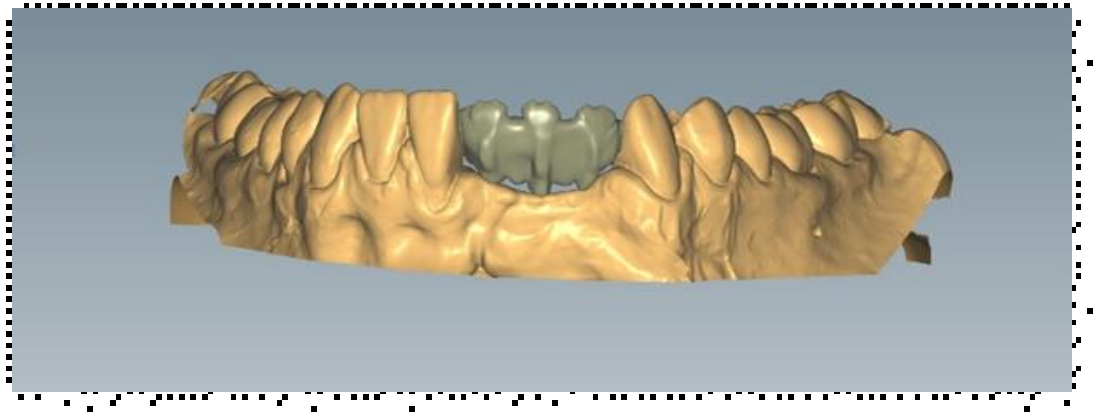
Sastoji se od tri osnovna dijela:

- jedinice za skeniranje kojom se uzimaju optički otisci (kamera visoke rezolucije) (Slika 15.).



Slika 15. Digitalni skener.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 69. Individualizirao i uredio autor.)

- CAD jedinice s pripadajućim računalnim softverom kojim se obrađuju podaci i virtualno konstruira budući protetski rad na zaslonu računala (Slika 16.). Dobiveni virtualni modeli obje čeljusti artikuliraju se virtualnim artikulatom na monitoru i šalju u zubotehnički laboratorij (70).



Slika 16. Virtualna konstrukcija staklokeramičkog protetskog rada.

- CAM jedinice koju predstavlja glodalica (Slika 17.) koja iz predsinteriranih ili sinteriranih blokova keramičkog materijala (Slika 18.) tehnikom frezanja izrađuje protetski rad (53).



Slika 17. CAM jedinica – glodalica.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 69. Individualizirao i uredio autor.)



Slika 18. Keramički blokovi za strojnu izradu potpuno keramičkih protetskih radova. (Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 71. Individualizirao i uredio autor.)

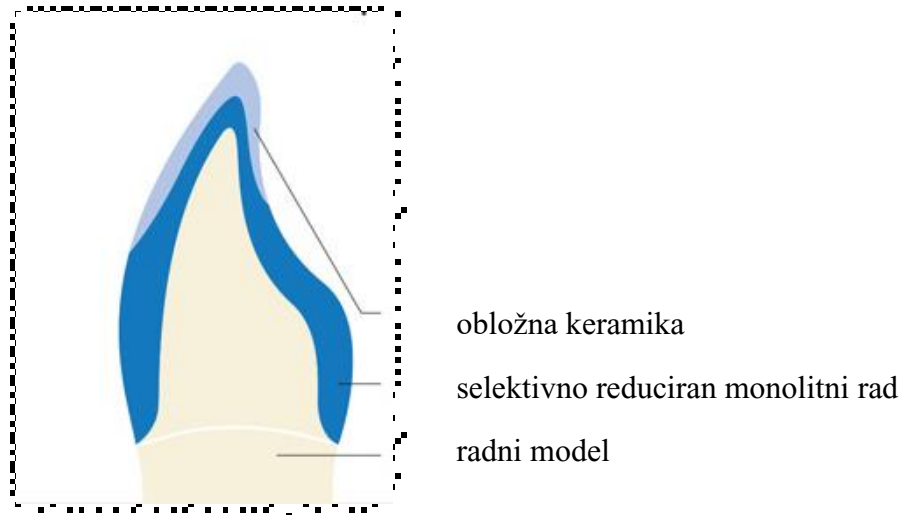
Virtualni modelat iz CAD sustava pretvara se na taj način u fizičku jedinicu (Slika 19.) koja se prije probe u ustima pacijenta dodatno obrađuje, dorađuje i polira.



Slika 19. Jezgra dvoslojnog potpuno keramičkog protetskog rada dobivena postupkom glodanja keramičkog bloka.

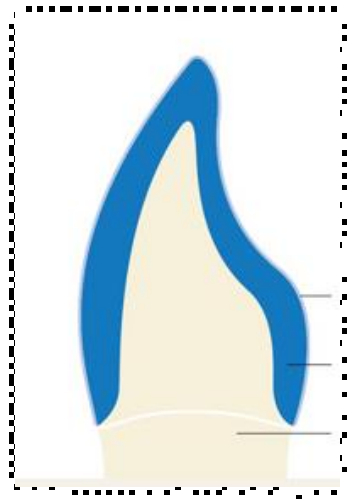
Uvođenjem i primjenom CAD/CAM tehnologije znatno se smanjuje vrijeme izrade protetskog rada. Izrada jednostavnih radova moguća je tijekom jednog posjeta, smanjuje se mogućnost kliničkih i laboratorijskih grešaka tijekom više faza rada te ostvaruju financijske uštede koje se odnose na cijenu laboratorijskog rada (72). Kada je riječ o dvofaznim sustavima, protetski radovi izrađeni CAD/CAM tehnologijom završno se dorađuju tehnikom slojevanja, dok je jednofazne (monoblok) radove moguće finalizirati *cut-back* tehnikom ili tehnikom bojenja.

Cut-back tehnika podrazumijeva izradu monolitnih radova pune morfologije te njihovo selektivno reduciranje u svrhu stvaranja prostora za obložnu keramiku. Najčešće je to u incizalnom dijelu koji mora biti translucentniji od ostatka krunice. Ova tehnika predstavlja kompromis između dovoljno velike vrijednosti čvrstoće i zadovoljavajuće estetike (Slika 20.).



Slika 20. *Cut-back* tehnika izrade monolitnih potpuno keramičkih protetskih radova.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 59. Individualizirao i uredio autor.)

Tehnika bojenja primjenjuje se pri izradi monolitnih protetskih radova koji se finalno individualiziraju bojama (Slika 21.). Ovu metodu odlikuje velika čvrstoća krunice, ali je upitnih estetskih vrijednost zbog ograničenih varijacija translucencije. Osim toga, površinski pigmenti prilikom bojenja pridonose opacitetu, tako da protetski radovi mogu izgledati neprirodno. Zbog navedenog, ova se tehnika preporučuje za izradu protetskih radova u stražnjim segmentima zubnih nizova.



boja (piment) + glazura
potpuno keramička monolitna krunica
radni model

Slika 21. Tehnika bojanja monolitnih potpuno keramičkih radova.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 59. Individualizirao i uredio autor.)

1.1.5. Podjela dentalnih keramika

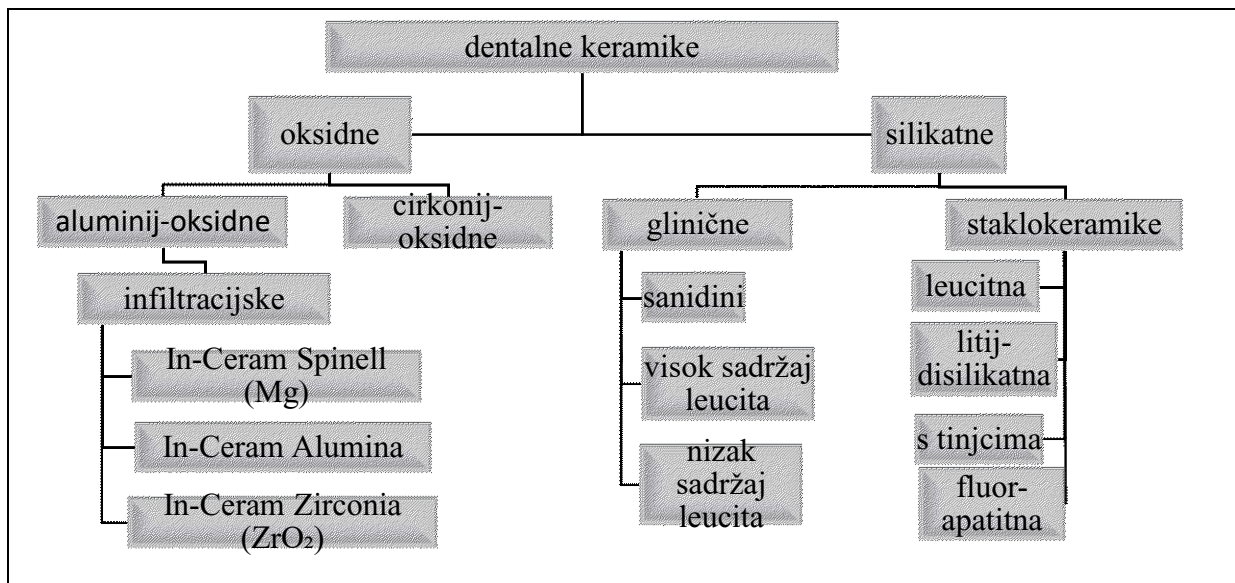
Keramičke materijale moguće je podijeliti prema namjeni, indikacijama, kemijskom sastavu, tehnikama izrade, mikrostrukturi, svojstvima, temperaturi pečenja, savojnoj čvrstoći, indikacijama primjene, translucencije, abrazivnosti itd. (73). Među njima valja istaknuti podjele prema:

- sastavu
- namjeni
- tehnologiji izrade protetskog rada
- mikrostrukturi
- temperaturi sinteriranja.

Prema sastavu keramike se dijele na:

- oksidne
- silikatne (Tablica 2.).

Tablica 2. Tablični prikaz dentalnih keramika prema sastavu.



Prema namjeni keramike se dijele na:

- obložne – imaju malo kristala tako da su male čvrstoće, ali im velik udio stakla u ukupnom volumenu daje dobra optička svojstva.
- monolitni sustavi – omogućuju izradu jednokomadne konstrukcije potpunog oblika koja se individualizira bojenjem. Uglavnom su to sintetički proizvodi s puno kristala i stoga velike čvrstoće, ali su zbog malog ili minimalnog udjela stakla loših optičkih svojstava.
- za izradu umjetnih zuba.

Prema ulozi u oblikovanju protetskog rada keramike se dijele na:

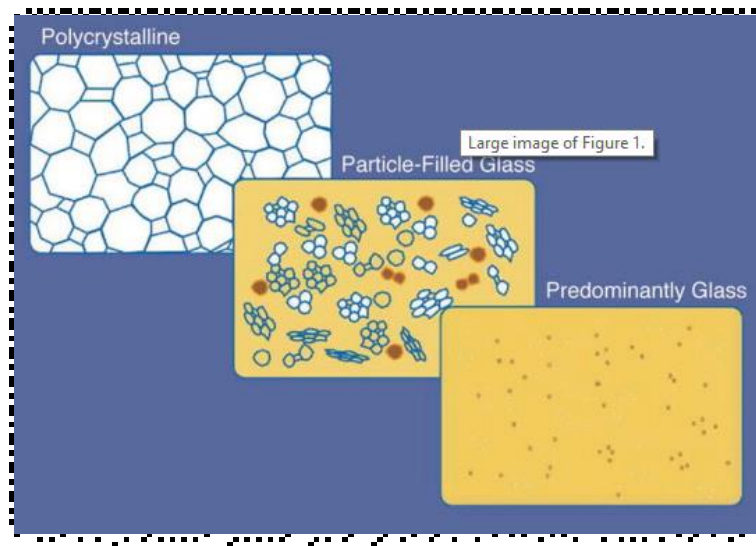
- jezgrenu keramiku – čini osnovnu konstrukciju kod svih potpuno keramičkih protetskih radova
- dentinsku keramiku
- caklinsku keramiku
- glazure
- keramiku za dodatne estetske učinke.

S obzirom na tehnologiju izrade protetskog rada keramike se dijele na:

- keramike koje se tehnikom slojevanja nanose na osnovnu konstrukciju protetskog rada, a zatim se peku na odgovarajućoj temperaturi čime se postiže čvrstoća – sinteriranje
- materijale za toplo-tlačnu tehniku
- materijale za izradu protetskih radova tehnikom infiltracije (*slip cast*)
- materijale za strojno oblikovanje protetskog rada (glodanje i 3D ispis).

Prema mikrostrukтури keramike se dijele na:

- staklo
- staklo ojačano kristalima i
- polikristalinične materijale (Slika 22.).



Slika 22. Shematski prikaz keramičkih materijala s obzirom na udio staklene faze. (Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 18. Individualizirao i uredio autor.)

Prema temperaturama pečenja keramike se dijele na one koje se peku na:

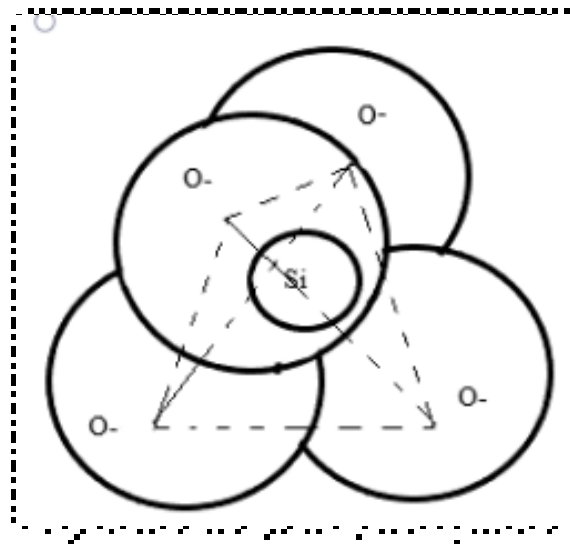
- visokim temperaturama ($> 1300\text{ }^{\circ}\text{C}$) – umjetni zubi za djelomične i potpune proteze
- srednjim temperaturama ($1100 - 1300\text{ }^{\circ}\text{C}$) – *jacket* i *Hi-Ceram* krunice
- niskim temperaturama ($850 - 1100\text{ }^{\circ}\text{C}$) – keramike za reparature, metal-keramičke radove i glazuru
- vrlo niskim temperaturama ($< 850\text{ }^{\circ}\text{C}$) – za metal-keramičke radove na legurama titana.

1.1.5.1. Silikatne keramike

Silikatna keramika najdugovječniji je keramički gradivni materijal koji je i danas u masovnoj upotrebi diljem svijeta. Dobiva se od gline, kvarca, kaolina i talka (milovke). Dodatne komponente poput glinice (feldspat) i cirkonija materijalu daju dodatnu čvrstoću.

U silikatne keramike ubrajaju se porculan, steatit, kordijerit i mulit. Zbog dostupnosti u svim dijelovima svijeta te zbog dobre proizvodne kontrole i relativno niske temperature sinteriranja, primjenjive su u svakodnevnoj stomatološkoj praksi (73).

Osnovna je strukturna jedinica ovih keramika $(\text{SiO}_4)^{4-}$ grupa u kojoj četiri atoma kisika tvore tetraedar, dok preostala četiri valentna elektrona kisika formiraju kemijske veze (Slika 23.).



Slika 23. Shematski prikaz tetraedra silikatne grupe $(\text{SiO}_4)^{4-}$.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 16. Individualizirao i uredio autor.)

Silikatne grupe povezane zajedničkim kisikovim atomima čine jedno-, dvo- ili trodimenzijske strukture, a često se vezuju s ionima metala (Ca^{2+} , Na^{2+} , Mg^{2+} i Al^{3+}).

Silikatne keramike mogu se podijeliti na konvencionalne glinične keramike i staklokeramike.

Konvencionalnu gliničnu keramiku karakterizira visok udio stakla (visoka estetika) i najmanja savojna čvrstoća među ostalim keramičkim materijalima.

Staklokeramike sadrže 35 – 75 % čestica punila (najčešće leucit i litijev disilikat) koje se dodaju staklenoj matrici radi poboljšanja mehaničkih svojstava.

Polikristalinične (oksidne) keramike imaju minimalan udio ili su u potpunosti bez staklene faze. Gusto i pravilno raspoređeni atomi u kristalnoj rešetki pridonose mehaničkim svojstvima ovih materijala. S obzirom na to da su uglavnom građene od metalnih oksida koji djeluju kao sredstva za zamućivanje, gotovo su neprozirne.

1.1.5.1.1. Glinična keramika

Glinična se keramika koristi za strojnu i konvencionalnu tehniku izrade protetskih radova i superiornih je estetskih svojstava u odnosu na druge keramičke materijale. Kako je riječ o najmekšem keramičkom materijalu, koristi se kao obložna keramika, a ako se koristi kao jezgreni materijal, potrebno ju je ojačati.

Zbog mehaničkih svojstava (Tablica 3.) i estetike protetskih radova, glavno je područje njezine primjene u prednjim, vidljivim dijelovima zubnog niza.

Tablica 3. Prosječne mehaničke vrijednosti glinične keramike.

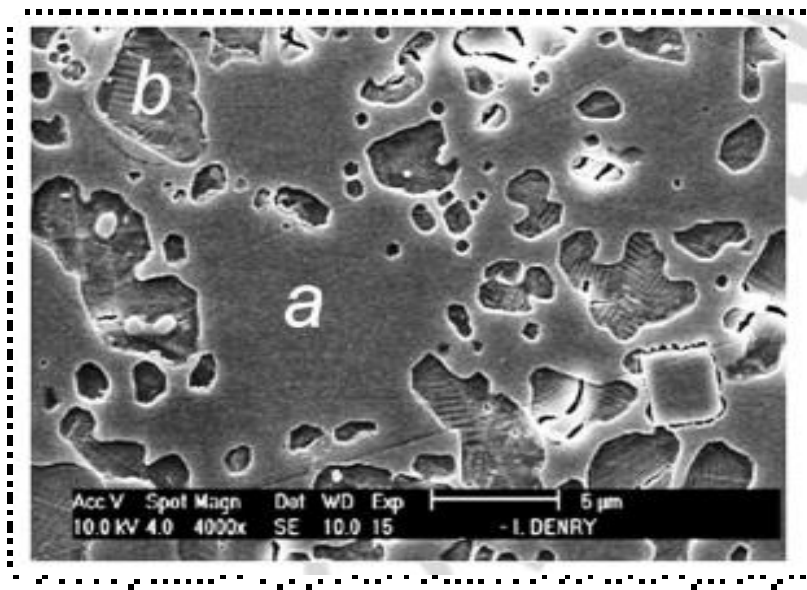
Svojstvo	Iznos	Mjerna jedinica
Otpornost na savijanje	90 – 130	MPa
Koeficijent termičke ekspanzije	6.98 – 7.48	
Vlačna čvrstoća	20 – 40	MPa

MPa – megapaskal

S vremenom se osnovna glinična keramika modificirala uklanjanjem mulita i slobodnog kvarca i povećanjem udjela natrijeva i alkalnih oksida kao modifikatora stakla, čime su poboljšana

optička i održana mehanička svojstva materijala. Radi lakšeg rukovanja, dodavani su i sastojci za bolju ljevljivost na nižim temperaturama.

Nakon pečenja, ove keramike imaju mali težinski udio kristala koji je ravnomjerno distribuiran u staklenoj matrici (Slika 24.) (57). Ovakva mikrostrukturalna slika polučuje dobra optička i tribološka svojstva (74).



Slika 24. SEM prikaz staklene (a) i kristalne faze (b) sinterirane glinične keramike. (Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 62. Individualizirao i uredio autor.)

Dodavanjem kalijeva oksida (K_2O) aluminosilikatnom staklu dobivena je keramika ojačana kristalima leucita. Po kemijskom sastavu riječ je o kalijevu aluminosilikatu koji pripada u skupinu gliničnih materijala. Leuciti su tetragonskog oblika, a pri visokoj temperaturi poprimaju kubni oblik. Predstavljaju kristalnu fazu i osiguravaju postojanost objekta pri izloženosti visokim temperaturama. Udjelom leucita ujedno se kontrolira i koeficijent termičke istezljivosti keramičkog materijala, što je važno prilikom nanošenja keramičkog materijala na metalnu osnovu (75). Kristali povećavaju čvrstoću materijala i blokiraju širenje moguće nastale pukotine.

Leucitima obogaćene glinične keramike boljih su mehaničkih vrijednosti savojne čvrstoće od gliničnih keramika za tehniku slojevanja i dostupne su u formi blokova za glodanje ili diskova za prešanje (Slika 25.). Za razliku od litij-disilikatnih keramika (Empress 2 ili e.max, Ivoclar, Vivadent), manje su čvrstoće i otpornosti (76).



Slika 25. Leucitima ojačan blok glinične keramike za glodanje.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 77. Individualizirao i uredio autor.)

1.1.5.1.2. Staklokeramika

Staklo je materijal koji se ne nalazi u prirodi, nego nastaje taljenjem osnovnih sirovina. Predstavlja krutu talinu alkalijskih silikata bogatih kremičnom kiselinom koja u sebi sadržava još jednu bazu pa se može podijeliti na natrijsko-kalcijsko, alumosilikatno, kalijsko-kalcijsko, kremeno i druga stakla.

Kontroliranom kristalizacijom stakla nastaje polikristalni materijal – staklokeramika, koja je nastala razvojem silikatne kemije i tehnologije stakla (22). Kristali nastaju procesom temperiranja sveukupnog obujma stakla, stvaranjem klica i rastom kristala. Klice su ili latentno postojeće u staklu ili se dodaju kao netopljiv materijal u fino dispergiranoj podjeli mješavine

(staklenoj amorfnoj matrici). Zbog heterogene strukture i/ili izazivanja tlačnog naprezanja na granicama faza, u tim je sustavima moguće postići znatno veću čvrstoću i tako smanjiti mogućnost loma.

Transformacija stakla u staklokeramiku odvija se u tri faze:

- prva faza: staklo se rastali, oblikuje i ohladi
- druga faza: sastojci stakla zagrijavaju se do temperature nastanka klica, pri toj temperaturi i tijekom toga razdoblja nastaju klice kristala
- treća faza: karakterizira je daljnji porast temperature do temperature kristalizacije kada nastali kristali rastu pretvarajući pri tome staklo u staklokeramiku (22).

Kao posljedicu slučajno izazvane intenzivne transformacije litij-disilikatnog stakla iz amorfne u polikristaliničnu agregaciju, staklokeramiku je 1957. godine otkrio Stookey S. D. te ju je pokušao primijeniti kao zubni gradivni materijal (4). Nakon tog otkrića bilo je potrebno još dvadesetak godina intenzivnog razvoja tehnologije do nastanka dovoljno čvrstih sustava za biološku primjenu (78).

Staklokeramika se odlikuje relativno velikom mehaničkom otpornošću, postojanošću prema temperaturnim promjenama i čvrstoćom, što je posljedica djelomične usmjerene kristalizacije stakla do koje dolazi kada se područja stvaranja klica za kristalizaciju i rast klica (kristalizacija) ne preklapaju (79). Građena je od tetraedara silicijeva dioksida (SiO_2) međusobno spojenih kisikovim mostovima, a raspored tetraedara nije simetričan, periodičan i pravilan, nego je potpuno amorfan (slučajan). Očvršćenje materijala postiže se dodavanjem pojedine kristalne faze, kontrolom rasta i distribucije kristala te skretanjem ili izbjegavanjem napuknuća.

Na svojstva i mogućnost primjene ovog materijala u stomatološkoj protetici utječe kvantitativni udio pojedinih sastojaka. Kombiniranjem različitih osnovnih stakala s pogodnim dodacima dobiva se niz staklokeramika različitih svojstava. Jedan od primjera koji se koristi u stomatologiji jesu litij-disilikatne keramike. Nastale su dodavanjem Li_2O (litijeva oksida) u aluminosilikatno staklo čime je dobiven osnovni materijal $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$. Materijal se sastoji od staklene i kristalne faze litijeva disilikata i litijeva ortofosfata. Uska mreža povezivanja litij-disilikatnih kristala jednolično se širi kroz cijelu strukturu materijala čime se poboljšavaju mehanička svojstva. Talinu je moguće bojiti metalnim oksidima, a za postizanje zamućenja dodaju se oksidi kositra, cirkonija i fosforiti (6).

Glavni je klinički nedostatak staklokeramike naprezanje do kojeg dolazi zbog različitih koeficijenata termičke rastezljivosti između jezgre i obložnog materijala. Ako se proširi, može dovesti do ugrožavanja integriteta protetskog rada i provedene terapije. Naprezanja nastaju ispod spoja i na samom spoju tih dvaju materijala. Kritično naprezanje je na veznoj, a ne na funkcijskoj površini protetskog rada. Uz naprezanje, probleme može stvarati i porozitet koji također može biti inicijalno mjesto za nastanak puknuća (4).

S obzirom na postupak izrade staklokeramike se mogu podijeliti na one za:

- laboratorijsku izradu: – ljevljiva – Dicor (Dentsply International, York, SAD)
– tlačena – IPS Empress, IPS Empress 2, IPS e.max (Ivoclar AG Schaan, Lihtenštajn)
- strojnu izradu: Dicor (MGC, Dentsply International, York, SAD), ProCad (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, SAD), IPS e.max CAD (Ivoclar AG Schaan, Lihtenštajn) (6); (Slika 26.).



Slika 26. IPS e.max CAD blok za strojnu izradu keramičkih radova.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 55. Individualizirao i uredio autor.)

U ljevljivu staklokeramiku ubraja se sustav Dicor koji je prvi put opisao Grossman 1970. godine, a prvi ga je u stomatologiji primijenio Stookey 1974. godine. Izumom Nicor stakla dobivena je osnova za razvoj, a poslije i za uporabu Dicor keramike. Nicor staklo sadrži kristale tetrasilicij-fluorova tinjca ($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$). Zbog prilagodljivosti i morfologije slične ploči, Nicor staklo osigurava otpornost na lom, za što su dijelom zaslužni i dodaci drugih oksida (npr. cirkonijeva).

Ljevljiva staklokeramika neporozna je i homogena, i ima kontroliran rast kristala unutar staklene faze. Kristali zauzimaju oko 55 % volumena i svojim rastom i rasporedom diktiraju kvantitativna svojstva materijala. Keramiziranje (nastanak i rast kristala) povećava otpornost na termički šok, žilavost, čvrstoću, otpornost na kemijske agense, a smanjuje translucenciju.

Svojstva gustoće i mikrotvrdoće, kao i translucencija, na razini su prirodne cakline. Kristali tinjca djeluju na difrakciju stvarajući kameleonski učinak zbog apsorpcije boje svoje okoline. Svojstva materijala omogućuju jednostavnu izradu nadomjeska, malu kontrakciju, dobru estetiku, adekvatan rubni dosjed, minimalan abrazivni potencijal i toplinsku provodljivost na razini cakline. Danas se rijetko koristi.

U odnosu na strojnu tehniku izrade nadomjeska (Dicor MGC), laboratorijska izrada Dicor nadomjeska pokazuje veće vrijednosti žilavosti, dok strojna pokazuje manja odstupanja čvrstoće (6).

Gotovo istovremeno kad i postupak lijevanja, na Protetskom odjelu Stomatološkog instituta u Zürichu prihvaćen je postupak vrućeg tlačenja staklokeramike, koji je poslije u suradnji s tvornicom Ivoclar razvijen do kliničke primjene kroz sustave IPS Empress, IPS Empress 2 te IPS e.max.

Sustav IPS Empress u svom je sastavu leucitima ojačana staklokeramika ($KAlSi_2O_6$) s veličinom kristala 1 – 5 μm s težinskim udjelom od oko 35 %. Ojačanje je postignuto razlikom u termičkim koeficijentima rastezljivosti leucita i staklene matrice. Materijal je u blagoj kompresiji zbog pretvorbe kubičnih u tetragonalne leucite, jer se u kristalima javlja tlačno, a u matrici vlačno naprezanje. Vlačna čvrstoća materijala iznosi 120 – 200 MPa.

IPS Empress 2 sadrži litij-disilikatnu jezgru. Udio kristala je oko 70 % težinskog udjela, a na periferiji osnovnog kristala nalaze se kristali litijeva ortofosfata ($Li_2Si_2O_5$). Kristalna se faza tijekom tlačenja ne mijenja, ali primarni su kristali elongirani, dužine 0,5 – 5,2 μm , dok su sekundarni kristali veličine od 0,1 do 0,3 μm . Vrijednosti savojne čvrstoće jezgrenog materijala

kod tehnike slojevanja su 350 – 440 MPa, a žilavost 3,1 MPa. U odnosu na IPS Empress, ima homogeniju strukturu, tribološka svojstva slična caklini te bolju rubnu prilagodbu (8). E-max ima vrijednosti slične sustavu IPS Empress 2. Savojna čvrstoća iznosi 352 – 600 MPa.

Na osnovi kristala od kojih su građene, staklokeramike se mogu podijeliti na:

- fluorapatitne
- litij-disilikatne
- hidroksiapatitne
- bioaktivna stakla i dr. (6).

1.1.5.1.2.1. Fluorapatitna staklokeramika

Fluorapatitna staklokeramika građena je od kristala fluorova apatita koji su po strukturi i građi vrlo slični hidroksiapatitnim kristalima zubne cakline, dok nova generacija materijala izgrađenih od kristala nanofluorapatita ima strukturu sličnu prirodnome zubu i odgovorni su za dobra optička svojstva. U sastavu materijala nalaze se u različitim koncentracijama te omogućuju prilagodljivu i jedinstvenu kombinaciju sjaja, prozirnosti i opalescencije (80); (Slika 27.).



Slika 27. Krunica izrađena od fluorapatitne staklokeramike.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 81. Individualizirao i uredio autor.)

Otpornost na savijanje fluorapatitne staklokeramike iznosi 90 MPa uz koeficijent termičke ekspanzije koji se kreće u intervalu 9 – 13 i tvrdoću po Vickersu od 5400 MPa (Tablica 4.).

Tablica 4. Vrijednosti mehaničkih svojstava fluorapatitne staklokeramike.

Svojstvo	Iznos	Mjerna jedinica
Otpornost na savijanje	90	MPa
Koeficijent termičke ekspanzije	9 – 13	K
Tvrdoća po Vickersu	5400	MPa

MPa – megapaskal

1.1.5.1.2.2. Litij-disilikatna keramika

Glavnu kristalnu komponentu litij-disilikatne keramike čine igličasti kristali litijeva disilikata ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) koji su proizvoljno orijentirani te se isprepliću tvoreći nakupine. Ortofosfat (Li_3PO_4) čini sekundarnu kristalnu fazu koja zauzima mnogo manji volumen i nalazi se na periferiji primarnih kristala (82,83). U ovu skupinu materijala spada među ostalima i IPS Empress 2 keramika (Ivoclar Vivadent), u čijem se sastavu nalaze čestice litijeva disilikata veličine 0,5 – 4,0 μm i one čine oko 60 % volumena (82). Kod unaprijedene e.max Press keramike (Ivoclar Vivadent) isprepleteni igličasti kristali litijeva dioksida dugi su između 3 i 6 μm i zauzimaju oko 70 % volumena (84). U fazi kristalizacije, prilikom pečenja, kristali se približavaju jedan drugome što u konačnici poboljšava svojstva materijala.

Litij-disilikatna keramika dostupna je za sve vrste protetskih radova i tehnike njihove izrade. Zbog znatno bolje mehaničke otpornosti, postojanosti prema temperaturnim promjenama i velike čvrstoće, moguća je primjena ovih materijala ne samo za pojedinačne krunice, nego i za prednje mostove sve do drugog premolara.

Koristi se kao jezgri materijal u dvoslojnim potpuno keramičkim sustavima, a zbog iznimne čvrstoće, moguća je i izrada monolitnih protetskih radova toplo-tlačnim postupkom ili uz pomoć računala (CAD/CAM sustav) (Tablica 5.).

Tablica 5. Svojstva litij-disilikatne staklokeramike.

Svojstvo	Iznos	Mjerna jedinica
Otpornost na savijanje	400 – 450	MPa
Koeficijent termičke ekspanzije	10.2 – 10.5	K
Tvrdoća po Vickersu	5400	MPa
Modul elastičnosti	95	Gpa
Otpornost na lom	2.75	MPa

MPa – megapaskal K – kelvin GPa – gigapaskal

Izrada protetskih radova od litij-disilikatne keramke CAD/CAM sustavom podrazumijeva skeniranje područja na kojem je potrebno izraditi nadomjestak, bilo da je riječ o usnoj šupljini ili skeniranju modela u laboratoriju. Tvornički izrađeni keramički blokovi (Slika 36.) različitih veličina, boja i translucencije glodu se u pripadajućim glodalicama prema unaprijed određenim parametrima.

Nakon inicijalne izrade, materijal je relativno mekan i plavkast, čvrstoće do 160 MPa. Sinteriranjem prilagođenog objekta 30 min na 850 °C, dostiže se finalna savojna čvrstoća od preko 400 MPa. Ovom tehnikom moguće je izraditi jezgru budućeg nadomjeska, monolitni nadomjestak, kao i nadomjestak pripremljen *cut-back* tehnikom.

1.1.5.1.2.3. Litij-disilikatna staklokeramika ojačana cirkonij-dioksidom

Litij-disilikatna staklokeramika ojačana cirkonij-dioksidom predstavljena je 2013. godine u obliku blokova za CAD/CAM tehniku izrade protetskih radova (Celtra Duo, Dentsply DeTrey, Konstanz, Njemačka; Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Njemačka). Na tržištu se nalaze u prekrizaliziranom ili kristaliziranom stanju. Završnu mikrostrukturu materijal poprima kristalizacijom nakon žarenja u peći, osam minuta na 840 °C.

U sastavu litij-disilikatne staklokeramike (Slika 28.) uočljiv je veliki udio staklenog matriksa zbog čega materijal pokazuje iznimna estetska svojstva.



Slika 28. Shematski prikaz sastava litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonij-dioksidom.

(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 85. Individualizirao i uredio autor.)

U ukupnom sastavu maseni udio silicijeva dioksida (SiO_2) kreće se u rasponu 56 – 64 %, dok je litijev oksid (Li_2O) zatupljen s 15 – 21 % (Tablica 6.).

Tablica 6. Maseni udio sastavnica u ukupnom sastavu litij-disilikatne staklokeramike.

Sastavnica	Maseni udio (%)
SiO_2	56 – 64
Li_2O	15 – 21
K_2O	1 – 4
P_2O_5	3 – 8
Al_2O_3	1 – 4
ZrO_2	8 – 12
CeO_2	0 – 4
Pigmenti	0 – 6

Prisutnost cirkonijeva oksida uzrokuje homogenu, kristaliničnu strukturu s česticama veličine $0,5 - 0,7 \mu\text{m}$ (četiri do osam puta manje od kristala litij-disilikata), što za posljedicu ima visoke vrijednosti mehaničkih osobina, a posebice otpornosti na savijanje (86) (Tablica 7.).

Tablica 7. Mehanička svojstva litij-disilikatne staklokeramike ojačane ZrO_2 .

Savojna čvrstoća	420 MPa
Savojna čvrstoća u prekristaliziranom stanju	180 Mpa
Biaksijalna čvrstoća	540 MPa
Modul elastičnosti	70 GPa
Weibullov modul	8.9
Žilavost	$2.0 \text{ MPa m}^{-0.5}$
Tvrdoća	7000 MPa
Toplinski koeficijent ekspanzije	$12.3 \cdot 10^{-6}/\text{K}$
Temperatura transformacije	620 °C
Temperatura omekšanja	°C
Kemijska topivost	40 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$

MPa – megapaskal GPa – gigapaskal K – kelvin C – celzijus

Prema navodima proizvođača savojna se čvrstoća ovih materijala kreće u rasponu 370 – 420 MPa, što je otprilike tri puta više u odnosu na leucitima ojačanu staklokeramiku (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (86). Pojedina istraživanja pokazuju i savojnu čvrstoću materijala u vrijednosti od 440 MPa (87) tako da je riječ o staklokeramici izuzetnih mehaničkih osobina.

1.1.5.2. Oksidne keramike

Oksidnu (polikristaliničnu) keramiku karakterizira primarno kristalna faza (npr. Al_2O_3 , MgO , ZrO , ThO_2) uz odsustvo ili vrlo mali udio staklenog matriksa. Može biti sastavljena od jednokomponentnih metalnih oksida (> 90 % aluminijev oksid, cirkonijev oksid) ili od više komponenti (aluminij-oksidna ojačana cirkonijevim oksidom i dr.). Dobiva se sintetičkim

putem. Visokog je stupnja čistoće i ujednačene mikrostrukture zbog čega pokazuje visoke vrijednosti mehaničkih svojstava (lomna žilavost, otpornost na abrazijsko trošenje i visoke temperature, korozijska postojanost). Zbog izrazite gustoće, gotovo je neprozirna (indeks loma 2,2) tako da se uglavnom rabi kao jezgreni materijal na koji se nanosi obložna keramika (6).

Predstavnici oksidne keramike su:

- cirkonij-oksidne
- aluminij-oksidne
- aluminij-oksidne keramike infiltrirane staklom.

1.1.5.2.1. Cirkonij-oksidna keramika

Cirkonij je kao element slučajno otkrio njemački kemičar Martin Heinrich Klaproth radeći pokuse sa zagrijavanjem kamenja. Spada u titanovu skupinu elemenata i smatra se prijelaznim metalom koji je na sobnoj temperaturi u krutom stanju. Čisti je cirkonij sjajan, mekan, savitljiv i kovak srebrni metal (Slika 29.) koji na sobnoj temperaturi kristalizira u obliku guste heksagonske strukture kristala. Zagrijavanjem na temperaturu između 862 i 1852 °C heksagonska se struktura mijenja u kubičnu rešetku, a zagrijavanjem na temperaturi iznad 1852 °C prelazi u tekuće stanje (88).



Slika 29. Cirkonij u elementarnom obliku.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 88. Individualizirao i uredio autor.)

Na njegovoj se izloženoj površini lako stvaraju oksidi jer se prilikom zagrijavanja lako spaja s kisikom, dušikom i ugljikom. Kisik na njegovoj površini stvara okside koji ga štite od daljnje oksidacije, dok spajanjem s dušikom i vodikom postaje krhak. Otporan je na koroziju i lužine, a reagira s fosfornom, sumpornom te fluorovodičnom kiselinom.

Na međunarodnom simpoziju održanom 1996. godine u Münchenu, nakon dugotrajne upotrebe u ortopediji, ustanovljeno je da cirkonij-oksidna keramika zadovoljava sve uvjete za primjenu i u dentalnoj medicini. Do tada korišteni potpuno keramički sustavi u velikoj su mjeri udovoljavali estetski, no mehanička svojstva korištenih materijala ostala su upitna (39). Primjenom i daljnjim razvojem ovog keramičkog materijala, stvorena je cirkonij-oksidna keramika, koja predstavlja prvi bezmetalni sustav čija mehanička svojstva u potpunosti ispunjavaju očekivanja protetske terapije i u stražnjim dijelovima zubnog niza, čak i za izradu protetskih radova većeg raspona (82).

Cirkonijev dioksid učestalo se koristi u svakodnevnoj kliničkoj praksi, a popularnost duguje dobrim kemijskim, mehaničkim i estetskim svojstvima te dimenzijskoj stabilnosti. Ubraja se u polikristaliničnu keramiku koja u odnosu na glinične keramike ima 8 – 20 puta veću savojnu čvrstoću i najčvršći je keramički materijal korišten u dentalnoj medicini (89, 90, 91). Savojna čvrstoća kreće se u intervalu 900 – 1200 MPa, dok mu je tvrdoća oko 1200 HV (Tablica 8.) (92, 93, 94). Zato je poznat pod nazivom keramički čelik.

Tablica 8. Vrijednosti mehaničkih svojstava cirkonij-oksidne keramike.

Fizikalno svojstvo	Iznos	Mjerna jedinica
Tvrdoća po Vickersu (HV)	1200	N/mm ²
Savojna čvrstoća	1000 – 1300	MPa
Lomna žilavost	9 – 10	MPa

N/mm² – njutn/milimetar kvadratni MPa – megapaskal

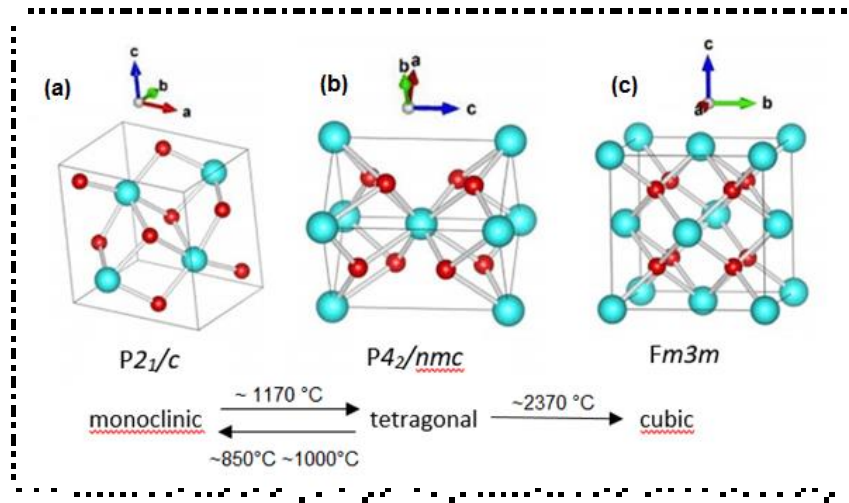
Kako u svom sastavu nema amornog dijela, manji stupanj translucencije u odnosu na ostale staklokeramike kompenzira se dodavanjem tekućina za bojenje, modifikacijama u procesu proizvodnje i temperaturom sinteriranja. U ukupnoj količini materijala, cirkonijev dioksid (ZrO_2) ima maseni udio 90 – 95 %, dok ostatak čine stabilizatori i drugi sastojci. Dolazi u obliku bijelih kristala u temperaturno ovisnim modifikacijama (Slika 30.).



Slika 30. Cirkonijev dioksid.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 95. Individualizirao i uredio autor.)

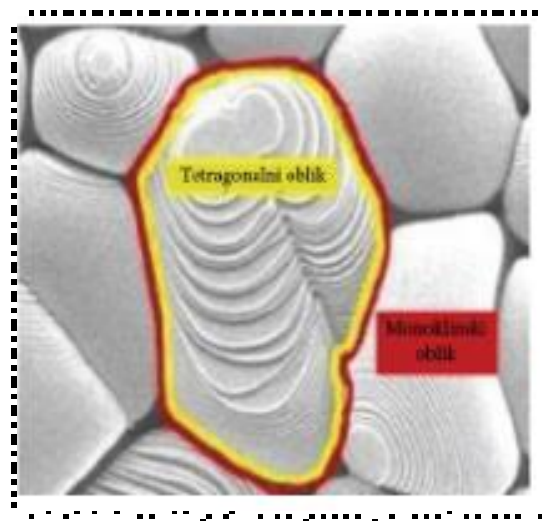
Cirkonijev dioksid pojavljuje se u tri alotropske modifikacije:

- monoklinska faza: stabilna do 1170 °C (m – ZrO_2)
- tetragonska faza: 1170 °C – 2370 °C (t – ZrO_2)
- kubna faza: iznad 2370 °C (c – ZrO_2) (Slika 31.).



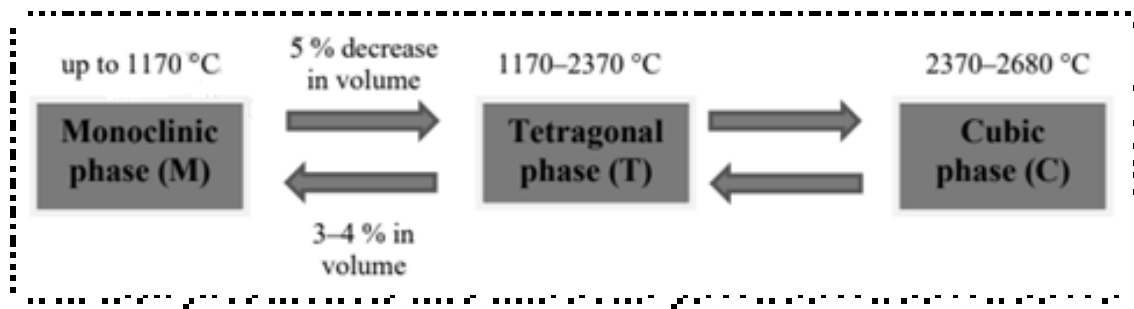
Slika 31. Alotropske modifikacije cirkonijeva dioksida.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 96. Individualizirao i uredio autor.)

Dok je na sobnoj temperaturi monoklinskog oblika, na temperaturi od 1170 °C kristalna mu rešetka prelazi u tetragonski oblik uz volumno povećanje od 5 % (Slika 32.).



Slika 32. Monoklinski i tetragonalni oblik kristala cirkonijeva dioksida.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 86. Individualizirao i uredio autor.)

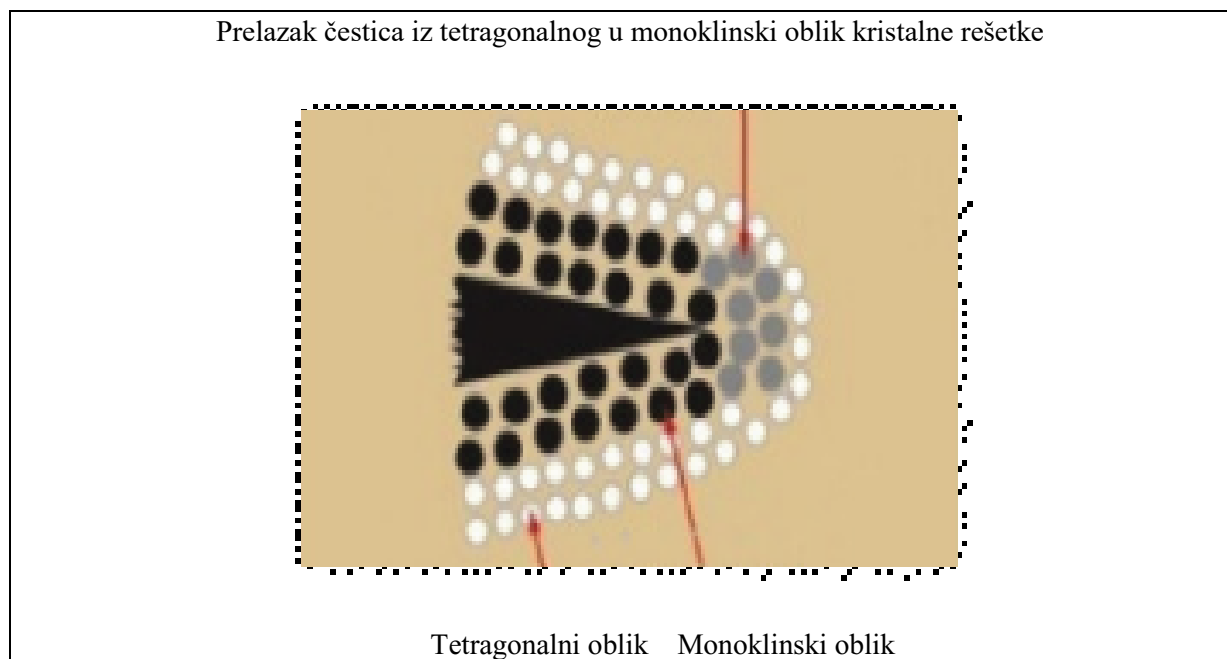
U temperaturnom intervalu 1170 – 2370 °C tetragonalne je strukture, a u temperaturnom intervalu između 2370 i 2680 °C kristalna rešetka ima kubični oblik (Slika 33.).



Slika 33. Transformacija cirkonijeva dioksida.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 51. Individualizirao i uredio autor.)

Do moguće povratne transformacije dolazi zbog promjene temperature (hlađenja), isparavanja, utjecajem određene vrste i koncentracije stabilizirajućih oksida, neodgovarajuće obrade, nekvalitetnog sinteriranja ili nepravilnih toplo-tlačnih postupaka kojima je nužno podvrgnuti materijal tijekom izrade protetskog rada (4). Tijekom procesa hlađenja rastaljenog materijala, najprije se na temperaturi od 2680 °C kristalizira kubična faza, dok na temperaturi od 2370 °C kristalizira u tetragonskoj fazi. Daljnja transformacija događa se na temperaturi od 1170 °C gdje dolazi do transformacije u monoklinsku fazu u kojoj se cirkonijev dioksid nalazi i na sobnoj temperaturi (99).

Transformacija netastabilne tetragonske u monoklinsku fazu (Slika 34.) odvija se brzo uz relativno veliku ekspanziju (3 – 4 %) koja dovodi do porasta sila unutarnje napetosti (naprezanja) i razvoja mikropukotina u strukturi keramike, zbog čega je uporaba cirkonij-oksidge keramike dugo bila ograničena (100). Veći volumen razvijajućeg monoklinskoga oblika dovodi do lokalnog, tlačnog opterećenja. Kompresijom rubova pukotina zrnima većega volumena sprječava se propagaciju pukotine i postiže očvršćivanje materijala. Ovaj je fenomen poznat pod nazivom transformacijsko očvršćenje (101).

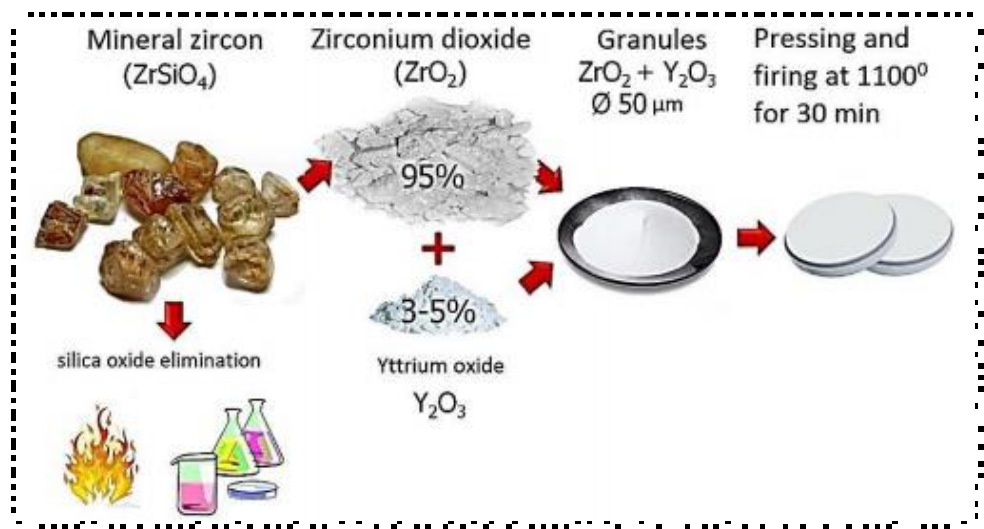


Slika 34. Shematski prikaz distribucije čestica pri prelasku materijala iz tetragonalnog u monoklinski oblik.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 91. Individualizirao i uredio autor.)

Kako bi se materijal stabilizirao i time djelomično ili u potpunosti odstranila kristalna transformacija, cirkonijevu se dioksidu dodaju metalni oksidi – stabilizatori (CaO , MgO , Y_2O_3 , CeO_2), čime je dobiven višefazni materijal – djelomično stabilizirani cirkonijev dioksid (PSZ). Matrica ovog materijala na sobnoj je temperaturi najčešće kubične strukture s manjim udjelom monoklinskih i/ili tetragonskih precipitata. Dodatnom stabilizacijom čestica nastaju tetragonski cirkonijevi polikristali (TZP) ili ojačani cirkonij izrazite čvrstoće i otpornosti na lom (102). Najčešći oksid koji se danas koristi za stabilizaciju strukture jest itrijev oksid (Y_2O_3), u različitim postocima (103).

Ovisno o vrsti stabilizatora (MgO ili Y_2O_3), nastaju dvije potpuno različite mikrostrukturne slike. Dodatak MgO dovodi do relativno grubo zrnate strukture poznate kao Mg-PSZ. Čestice su uglavnom kubnog oblika s finim precipitatima tetragonske faze.

Dodatkom Y_2O_3 (Slika 35.) poboljšavaju se žilavost, čvrstoća i otpornost materijala na nagle temperaturne promjene, tako da su itrijem djelomično stabilizirani keramički materijali najčešći odabir za izradu protetskih radova (104).



Slika 35. Shematski prikaz proizvodnje itrijevim dioksidom parcijalno stabiliziranog cirkonija.

(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 75. Individualizirao i uredio autor.)

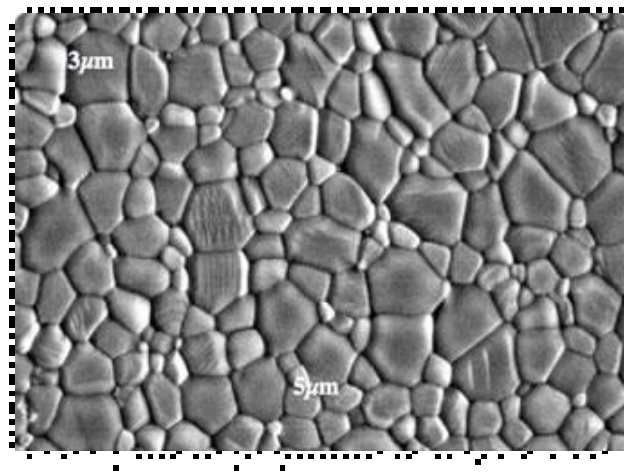
Posebnost itrijevim dioksidom parcijalno stabiliziranog cirkonijeva dioksida jest očvršnuće zbog kojeg ovaj keramički materijal ima superiorna svojstva. Djelovanjem sile na površinu materijala stvara se transformirani sloj koji učvršćuje keramički materijal i čija je debljina određena veličinom čestica praha ZrO_2 . Čvrstoća transformacijski ojačane tetragonalne cirkonij-oksidge keramike može se povećati brušenjem ili pjeskarenjem, ali da pri tome ne dođe do zagrijavanja iznad temperature povratne $m \rightarrow t$ transformacije (101). Ako dođe do spontane transformacije tetragonske strukture u monoklinsku fazu u vlažnom mediju na niskim temperaturama, tada je riječ o „starenju“ cirkonij-oksidge keramike. Najkritičnije temperature su $200 - 300^\circ C$, a starenje karakterizira stvaranje makro i mikro pukotina, propagacija pukotine od površine u unutrašnjost te smanjenje tvrdoće i gustoće materijala uz povećanje udjela monoklinske faze.

1.1.5.2.2. Aluminij-oksidge keramika

Keramička jezgra velike čvrstoće prvi je put uvedena 1965. godine kada je korišten materijal u čijem su se staklenom matriksu nalazili kristali aluminijeva oksidge. Tehnika koju je opisao McLean podrazumijevala je izradu keramičke kapice od materijala koji sadrži 50 % težinskog

udjela aluminijskoga oksida. Tako napravljena keramička kapica oblagala se dentinskom i caklinskom keramikom koje su sadržavale ipak manji udio aluminijskoga oksida (53).

Suvremena je aluminij-oksidna keramika tvrdi materijal čiju osnovu čine fini kristali rastaljene glinice. Najvećim se dijelom sastoji od Al_2O_3 (94 – 99 %), a ostatak čine male količine SiO_2 , MgO i ZrO_2 . Dodatkom Al_2O_3 u kristaličnom obliku gliničnoj keramici, dolazi do ojačanja strukture te pravilnog rasta i distribucije kristala (Slika 36.).



Slika 36. Mikrostruktura Al_2O_3 keramike.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 105. Individualizirao i uredio autor.)

Čestice Al_2O_3 djeluju ujedno kao „stoperi“ koji sprječavaju širenje pukotine kroz materijal. Ovo svojstvo nije temeljeno isključivo na mehaničkim svojstvima aluminijskoga oksida, već i na kompatibilnosti glinične keramike i aluminijskoga oksida. Zbog sličnih koeficijenta termičke ekspanzije i modula elastičnosti glinične keramike i aluminijskoga oksida, međuspoj tih dvaju materijala nastaje bez naprezanja, čime se postižu homogena struktura i dobra mehanička svojstva (6).

Prvi komercijalni proizvod te vrste keramike bile su *Cerestore* krunice. U svrhu kontrole kvrčenja materijala tijekom pečenja, u keramički frit dodavao se magnezijev oksid koji se tijekom pečenja spajao s aluminijskim oksidom tvoreći spinel. Spinel pokazuje manju gustoću i njegova tvorba rezultira ekspanzijom kojom se kompenzira skupljanje tijekom pečenja.

Proizvodi se *Hi Ceram*, a potom još čvršći *In Ceram* koji je strukturno najfiniji prah Al_2O_3 i stakla. U *In Ceram* keramiku (Vita Zahnfabrik) moguće je umetanjem ZrO_2 dobiti izrazito čvrstu i tvrdu jezgru (*In Ceram Zirconia*), a umetanjem MgO *In Ceram Spinel*.

Na tržištu postoji više vrsta aluminij-oksidnih keramika čistoće do 99,9 % čestica Al_2O_3 . Ova se keramika sastoji samo od kristala i nema amorfni dio. Izrazito su velike čvrstoće i tvrdoće, otpornosti na trošenje, otpornosti na utjecaj lužina i kiselina, krutosti, dobre lomne žilavosti i biokompatibilnosti. Dolazi u obliku gusto sinteriranih blokova koji se isključivo strojno obrađuju (6, 106).

1.2. Dentalni cementi

Dentalni cementi predstavljaju skupinu materijala kojom se u dentalnoj protetici privremeno ili trajno fiksiraju fiksnoprotetski radovi. U kliničkoj su praksi u kontinuiranoj uporabi od 1892. godine kada se razvija polikarboksilatni cink-oksifosfatni Harvard cement, koji se zbog svoje dugovječnosti i danas smatra zlatnim standardom u fiksnoj protetici i koristi se za gotovo sva cementiranja protetskih radova s metalnom osnovnom konstrukcijom (Slika 37.).



Slika 37. Polikarboksilatni cink-oksifosfatni Harvard cement.

Kontinuiranim razvojem na tržištu se 1904. godine pojavljuju silikatni, a sredinom 20. stoljeća cementi na bazi kompozita i drugih smola (34). Intenzivnim razvojem kompozitnih cemenata posljednjih godina proširene su indikacije za njihovu upotrebu, tako da danas sve više zamjenjuju klasične cemente.

Prema ADA (American Dental Association) i ISO (International Standards Organization) specifikaciji cementi se dijele na one za:

- cementiranje fiksno protetskih radova
- ispune
- podloge.

U stomatološkoj se protetici cementi dijele na:

- privremene
- privremene s duljom uporabom
- trajne.

Retenciju i položajnu stabilnost protetskog rada na brušenom zubu cementi ostvaruju mehaničkom retencijom, mikromehaničkim vezanjem ili molekularnom adhezijom (98).

Kod mehaničke retencije cement ima primarnu ulogu fizičkog ispunjavanja prostora između protetskog rada i brušenog zuba. Protetski se rad zadržava na bataljku zahvaljujući silama trenja koje se javljaju između površine brušenog zuba i cementa s jedne, odnosno cementa i unutarnje površine sidra protetskog rada s druge strane, odgovarajućem retencijskom, odnosno rezistencijskom obliku preparacije zuba te sitnim nepravilnostima na površini zuba i protetskog rada u koje cement ulazi.

Mikromehanička veza zahtijeva veću nepravilnost površine u koju prodire smolast cement stvarajući zupce, čime se ostvaruje snažna veza. Potrebna nepravilnost površine zuba postiže se jetkanjem ortofosfornom kiselinom, bilo da je riječ o *total etch*, *selective etch* ili *self etch tehnici*. Dok se keramika jetka fluorovodičnom kiselinom, metalne i cirkonij-oksidge protetskog rada se pjeskare. Djelovanjem kiselina dolazi do djelomičnog otapanja retencijskih površina staklene matrice protetskog rada i zuba nosača, što dovodi do jače hrapavosti i povećanja veznih površina. Dodatnu kemijsku vezu moguće je postići i silanizacijom (4).

Molekularna adhezija uključuje fizičke sile (bipolarne, kemijske ili van der Waalsove) između dviju molekula. Uz snažnu vezu, time se smanjuje mikropropuštanje i s njim povezane negativne pojave. Naime, zubno tkivo samo po sebi nema dovoljnu mogućnost vezanja s

molekulama cementa ili materijala od kojih su izrađeni protetski radovi, tako da je potrebno koristiti posrednike koji će dodatno doprinijeti kvaliteti veze.

Po kemizmu vezivanja cementi se danas dijele u dvije velike skupine: klasični ili konvencionalni (cink-fosfatni, polikarboksilatni, staklenoionomerni) i polimerni cementi (smolom modificirani staklenoionomeri, kompozitni cementi) koji se stvrđavaju polimerizacijom. Konvencionalni se cementi sastoje od praška (metalni oksidi) i tekućine (kiselina). Vežu se acido-bazičnom reakcijom praška i tekućine, u kojoj vodikovi ioni tekućine reagiraju s česticama praha istiskujući iz spojeva ione metala i stvarajući s anionima čvrsti matriks pri čemu nastaju voda i sol (21). Drugi se cementi vežu polimerizacijom monomera i u obliku su baze i katalizatora. Često se susreće i naziv adhezivni cementi, čime se misli na kompozitne cemente, iako je veza koju ostvaruju zapravo kombinacija molekularne adhezijske i mikromehaničke veze.

Kompozitni cementi postaju sve zastupljeniji u svakodnevnoj kliničkoj praksi i ubrajaju se u skupinu aktivnih biomaterijala koji sa zubnim tkivima adhezijskom vezom stvaraju monoblok zub-kompozit-keramika. Netopljivi su u vlažnom mediju i odlikuju se boljim fizikalnim i mehaničkim svojstvima u odnosu na konvencionalne cemente (107). Po kemijskom su sastavu kombinacija smole (dimetakrilati i drugi metakrilatni monomeri), anorganskog punila, katalizatora, pigmenta i stabilizatora. Stvrđavaju se polimerizacijom, a najnovije generacije adhezivnih cemenata podržavaju i kemijsko i svjetlosno polimerizirajuće stvrđavanje. Ovisno o adhezivu, dolaze u dva oblika. Prvi oblik zahtijeva pripremu površine adhezivom, dok drugi dolaze u obliku samoadhezivnih cemenata. Cementi koji zahtijevaju pripremu površine ostvaruju bolja adhezivna svojstva te se koriste za cementiranje potpuno keramičkih radova sa staklenom fazom, dok se samoadhezivni cementi koriste najčešće za cementiranje metal-keramičkih ili cirkonij-oksidnih radova (mehanička veza) (6).

Idealan bi cement trebao biti biokompatibilan, dobro prianjati uza zub i protetski rad, sprječavati prodor bakterija i tekućina u prostor između zuba i protetskog rada, imati bakteriostatičko djelovanje, osigurati termičku izolaciju, biti netopljiv, imati odgovarajuću čvrstoću, imati malu viskoznost i imati dovoljno dugo operativno vrijeme rada. S obzirom na sve češću uporabu potpuno keramičkih sustava, važno je da cement nema negativan utjecaj na estetiku bezmetalnih potpuno keramičkih protetskih radova (53). Za njihovo se cementiranje koriste kompozitni cementi kako bi se:

- unaprijedila mehanička svojstva protetskog rada i povezalo ga se u funkcijsku cjelinu sa zubom nosačem protetske konstrukcije
- smanjila topljivost cementa u oralnom okruženju
- modificirala konačna boja protetskog rada i time omogućila odgovarajuća estetika (108).

Stvaranje monobloka omogućilo je proširenje indikacijskih područja primjene nekih keramika s malim vrijednostima savojne čvrstoće (6).

Za potrebe ovog istraživanja korišten je samoadhezivni kompozitni cement RelyX U 200 Automix (3M ESPE).

1.3. Laseri u dentalnoj medicini

U radu „On the Quantum Theory of Radiation“ Albert Einstein 1917. godine predstavlja teorijski koncept i predviđa izum lasera i njegove preteče masera (109). U navedenom radu piše o stimuliranoj emisiji, odnosno teoriji kontrolirane radijacije. Daljnji napredak u laserskim istraživanjima potpomogle su Planckova kvantna teorija i Bohrova teorija spontane apsorpcije i emisije radijacije. Američki fizičar Townes pedesetih godina prošlog stoljeća amplificira (pojačava) frekvenciju mikrovalova stimuliranim emisijskim procesom pod nazivom maser (*microwave amplification by stimulated emission of radiation*) (110). Šireći princip masera i na vidljivi dio elektromagnetskog polja, Townes i Schawlow 1958. godine stvaraju osnovu za laser (*light amplification by the stimulated emission of radiation*) (111).

Theodore H. Maiman (Hughes Research Laboratories, Malibu, Kalifornija) 1960. godine stvara prvi laser koji lasersku emisiju postiže stimuliranom emisijom iz rubinskog kristala pobuđenog svjetlosnom lampom. Uz pomoć bljeskalice, obasjava crveni kristal rubina posrebrjenih ploha i izaziva lasersku emisiju u crvenom dijelu spektra na 694 nm. Na taj način objedinio je elemente potrebne da dođe do stvaranja laserske emisije: aktivni medij (rubinski kristal), rezonatorsku šupljinu s dva rubna zrcala (posrebrene plohe kristala) u kojoj se odvija laserska emisija i lasersku pumpu (bljeskalica) koja daje energiju koja pokreće laserski efekt (112).

Godinu nakon, Goldman osniva laboratorij za laserska medicinska istraživanja te postaje prvim kliničarom koji koristi lasersku tehnologiju radeći s rubinskim laserom (113). Do kraja 1960-ih godina započela je sve šira primjena lasera u medicini, što je označilo ekspanziju istraživanja o primjeni lasera koja se događa i danas:

- L'Esperance 1968. godine prvi koristi argonski laser u oftalmologiji
- Strong i Jako 1972. godine koriste CO₂ (ugljik-dioksid) laser u otorinolaringologiji
- Kiefhaber i sur. 1977. godine koriste Nd:YAG (*neodymium-doped yttrium aluminium garnet*) laser u gastrointestinalnoj kirurgiji.

Naziv laser nastao je od početnih slova engleskih riječi:

- *Light* (svjetlost)
- *Amplification by* (pojačanje)
- *Stimulation* (stimuliranje)
- *Emission of* (odašiljanje)
- *Radiation* (zračenje) (112).

Laserska svjetlost emitirana je pri prijelazu atoma iz višeg u niže energetske stanje pri čemu atomi djeluju zajedno da bi proizveli svjetlost. Monokromatska je (sastavljena je od samo jedne frekvencije), koherentna (fotoni su u istoj fazi u vremenu i prostoru), usmjerena (virtualna paralelnost fotona u snopu) i može se oštro fokusirati (114).

Emisija svjetla nastaje kao posljedica promjene energije atomskog ili molekularnog skupa i ovisna je o atomskoj aktivnosti. Kada su atomi u relaksiranom stanju, mogu apsorbirati toplinsku, kemijsku, električnu ili svjetlosnu energiju, odnosno izvornu energiju. Ako se izvorna energija usmjeri na relaksirani atom, on može apsorbirati energiju, što uzrokuje prijelaz iz relaksiranog stanja u ekscitirano stanje, tj. atom prelazi na višu energetske razine iz koje zatim prelazi u stanje najniže moguće energije pojedinog atoma, odnosno osnovno stabilno stanje. U navedenom procesu dolazi do emitiranja viška energije i nastaje spontana emisija fotona. Prilikom povratka elektrona s više na nižu energetske razine, atom se vraća u relaksirano stanje, pri čemu odašilje foton koji može djelovati na susjedni atom, koji ako se nalazi u ekscitiranom stanju, uzrokuje emisiju fotona pri čemu dolazi do stimulirane emisije novih fotona (115). Stimulirano zračenje širi se u istom smjeru kao i ono koje je stimuliralo atome na emisiju.

Laserski uređaj sastoji se od:

- izvora napajanja
- povratnog mehanizma, tj. rezonatora (dva zrcala na suprotnim polovima laserske komore od kojih je jedno 100 % reflektirajuće, a drugo polupropusno)
- aktivne tvari (sredstva)
- elektronike koja kontrolira rad lasera
- izlazne optike (nije neophodna).

Prema vrstama aktivne tvari laseri mogu biti:

- plinski laseri – najčešće plemeniti plinovi (neon, argon, CO₂, kripton, ksenon i helij)
- tekućinski laseri – upotrebljavaju se anorganske i organske tvari
- čvrsti laseri – rubinski, stakleno-neodinski i granatski laseri
- poluvodički laseri – obično se koristi galij-arsen (GaAs) dioda.

Prema režimu rada lasere dijelimo na:

- pulsne lasere
- lasere s kontinuiranim radom (114).

Interakcije koje laseri stvaraju s određenim tkivima u dentalnoj medicini mogu biti toplinske, fotokemijske, mehaničke i fotoablacija. Kada se laser primjenjuje pulsno ili kontinuirano, a ima gustoću snage $> 10 \text{ W/cm}^2$, dolazi do toplinskih interakcija s okolnim tkivom u obliku primarnog zagrijavanja, prenošenja topline i reakcije tkiva (116).

Interakcije inducirane svjetlošću uz upotrebu niskih gustoća snage (1 W/cm^2), ali dugog osvjetljavanja (10 min) s valnim duljinama vidljivog spektra, nazivaju se fotokemijske interakcije. Fotodinamička terapija pomoću kromofora bazira se na izazivanju reakcije inducirane svjetlošću. Nakon ubrizgavanja u tijelo i osvjetljavanja laserom, dolazi do kemijske reakcije i stvaranja citotoksičnih reaktanata koji izazivaju oksidaciju osnovnih dijelova stanice (116).

Mehaničke reakcije mogu se podijeliti na ablaciju induciranu plazmom i fotokidanje (kavitacija). Korištenjem velike snage lasera ($10^{11} - 10^{13} \text{ W/cm}^2$) na malom području, ioniziraju se atomi tvari i stvara se plazma na kojoj se temelji ablacija inducirana plazmom. Na granici ionizirane površine postoji velika razlika tlaka, što uzrokuje udarne valove, a širenje udarnih valova uzrokuje destrukciju tkiva. Kavitacija je interakcija u kojoj je laserski snop snage ($10^{11} - 10^{16} \text{ W/cm}^2$) fokusiran u unutrašnjost tkiva, koje se i mehanički razbija, prilikom čega se u

mekom tkivu zbog mehaničkog i toplinskog djelovanja ne javlja eksplozivno isparavanje, nego se stvara mjehur plina koji implodira (116).

Fotoablacija se temelji na disocijaciji na malim valnim duljinama (190 – 300 nm) te uz upotrebu snage $10^7 - 10^{10}$ W/cm² dolazi do pucanja molekularnih veza te isparavanja komponenata tkiva.

U dentalnoj medicini laseri se najviše koriste u restaurativnoj stomatologiji i endodonciji. Zbog valnih duljina i visokog apsorpcijskog koeficijenta laserske zrake u vodi i hidroksiapatitu tvrdih zubnih tkiva, najviše se koriste laseri Er:YAG i CO₂ (91). Koriste se za uklanjanje karioznih lezija i izrade kaviteta unutar cakline i dentina pomoću mikroeksplozija koje nastaju zagrijavanjem zubnog tkiva koje se lomi na male fragmente stvarajući kavitaciju (117). Postoji još niz postupaka u kojima se laser koristi: za elongaciju kliničke krune zuba, ima baktericidni učinak unutar karijesne lezije, za prevenciju i otkrivanje karijesa, desenzibilizaciju dentina te uklanjanje dotrajalih polimernih ispuna i polimerizaciju materijala (118 – 120). U endodonciji koriste se gotovo sve vrste lasera koji se danas primjenjuju u dentalnoj medicini. Njihova je prednost vrlo dobra hemostaza, mala mogućnost kontaminacije te efekt sterilizacije. Nedovoljno djelovanje na lateralne stijenke korijenskog kanala te potencijalni nepoželjni učinci na okolna tkiva spadaju u glavne zamjerke korištenju ovih sustava (115).

U oralnoj i maksilofacijalnoj kirurgiji djelovanje lasera temelji se na svojstvima vaporizacije, ablacije, incizije, ekscizije, fototermolize i ablacije. U odnosu na konvencionalne operative postupke, prednosti uporabe lasera su hemostazom izazvano suho radno polje, što dovodi do poboljšane preglednosti te posljedično smanjena mogućnost kontaminacije i bakterijemije. Budući da laser nije u izravnom kontaktu s operativnim područjem, dolazi do bržeg cijeljenja rane te redukcije otekline i boli. Jedna od najvećih kvaliteta laserskih sustava jest sprječavanje rasapa malignih stanica prilikom operacijskog zahvata. Laseri se koriste i za uklanjanje mekih i tvrdih tvorbi i lezija, formiranje mukoperiostalnog reznja i frenulektomiju, a u posljednje vrijeme primjenjuju se i u terapiji osteonekroze čeljusti (115).

Lasери se u protetici i implantologiji koriste radi postavljanja retrakcijskog konca prije otiska (sulkusna gingivoplastika), čime se stvara mogućnost uzimanja kvalitetnijeg otiska. U mobilnoj protetici njihova se upotreba odnosi na gingivoplastiku kako bi ležište mobilnog protetskog rada bilo što kvalitetnije (121). U dentalnoj implantologiji laseri se koriste prilikom preparacije ležišta implantata, za otvaranje implantata te u terapiji periimplantatnih bolesti. Bitno je napomenuti i da neželjene interakcije s površinom implantata nisu dokazane.

U dječjoj i preventivnoj stomatologiji, osim upotrebe kao i u restaurativnoj stomatologiji i endodonciji odraslih, upotreba lasera najčešće se odnosi na potpomognuto pečačenje jamica i fisura te detekciju karijesa. U kombinaciji s fluoridnim preparatima pridonosi povećanju retentivnosti fluorida na površini cakline. Najvažnija primjena lasera u dječjoj stomatologiji odnosi se na gingivoplastiku kojom se stvaraju uvjeti za izradu nadomjeska prilikom otežanog nicanja zuba te kao potporna terapija prilikom endodontskih zahvata.

Kako bi se postigla što adekvatnija estetika, laseri se u estetskoj stomatologiji primjenjuju u postupcima kliničkog produljenja krune zuba (*gummy smile*) te u postupku bijeljenja zubi.

U parodontologiji laseri su u kombinaciji s konvencionalnim postupcima liječenja sastavni dio suvremenih terapijskih postupaka. U parodontnoj kirurgiji za obradu tvrdih zubnih tkiva i uklanjanje zaostatnog sloja nakon poliranja korjenova uglavnom se koristi Er:YAG laser.

Aktivni medij Nd:YAG lasera su kristali itrija, aluminijska i garneta uz dodatak neodimijevih iona (122). Djeluju u spektru zračenja valnih duljina bliskih infracrvenom zračenju (1064 nm), što omogućuje minimalnu apsorpciju uz veliku penetraciju zračenja (123), a s obzirom na to da djeluju u pulsnom modu rada, smatra se da za većinu zahvata mogu biti korišteni i bez lokalne anestezije jer pulsni mod rada traje kraće od vremena potrebnog za podražaj dentalne pulpe (124).

Nd:YAG laseri mogu biti korišteni u kontaktnom i beskontaktnom načinu rada, zbog čega pokazuju širok raspon primjene u dentalnoj medicini (koagulacija lezija, hemostaza, minimalno invazivna parodontna terapija, artroskopska kirurgija temporomandibularnog zgloba itd.).

Er:YAG laseri, kao i laseri sličnih valnih duljina (2780 – 2940 nm), stekli su popularnost u upotrebi u implantološkim protokolima i ostalim manjim kirurškim zahvatima.

Djeluju u pulsnim načinima rada, razvijajući temperaturu koja može stupiti u interakciju s površinskim mekim ili tvrdim tkivima (125). Reflektirajući se od poliranih metalnih površina, zrake Er:YAG lasera ne djeluju na površinu implantata i smatraju se sigurnima za upotrebu (124).

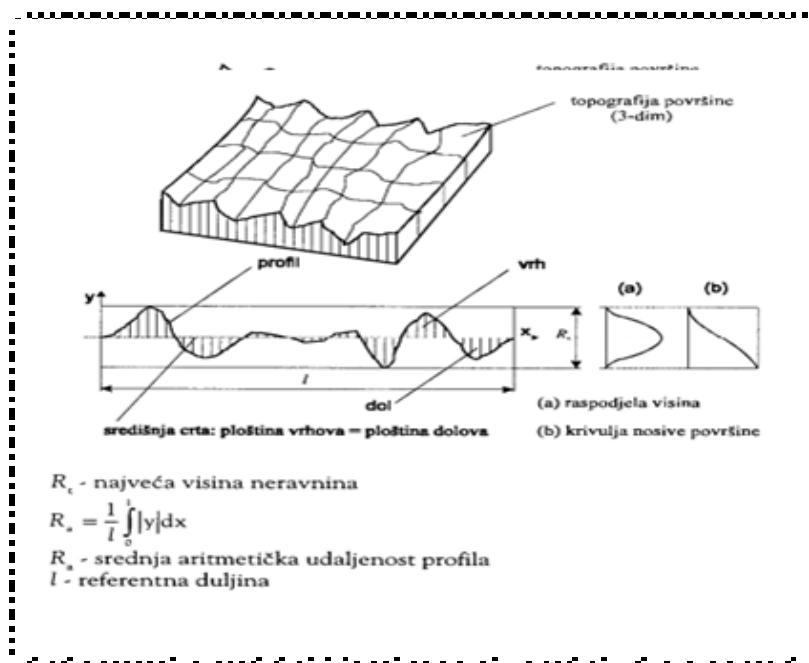
1.4. Hrapavost površine i vezna čvrstoća

Pojam hrapavosti podrazumijeva nepravilnosti površine koje su svojstvene postupku obrade, ali ne uključuju valovitost, odstupanje od oblika i površinske pogreške.

Minimalne promjene mogu uzrokovati promjene u interakciji biološke okoline i keramičke otopine. Zbog postojećeg biofilma, na površini se nalaze mjesta gdje se stvara međupovršinska adhezija. Hrapavost površine uzrokuje reakciju koja dovodi do daljnjeg otapanja i morfološkog narušavanja površinskih dijelova protetskog rada (104).

Parametri se na profilu određuju prema normi ISO 4287/1 iz 1984. godine, gdje su sistematizirani i označeni simbolima (vertikalni i horizontalni parametri hrapavosti te parametri oblika neravnina profila).

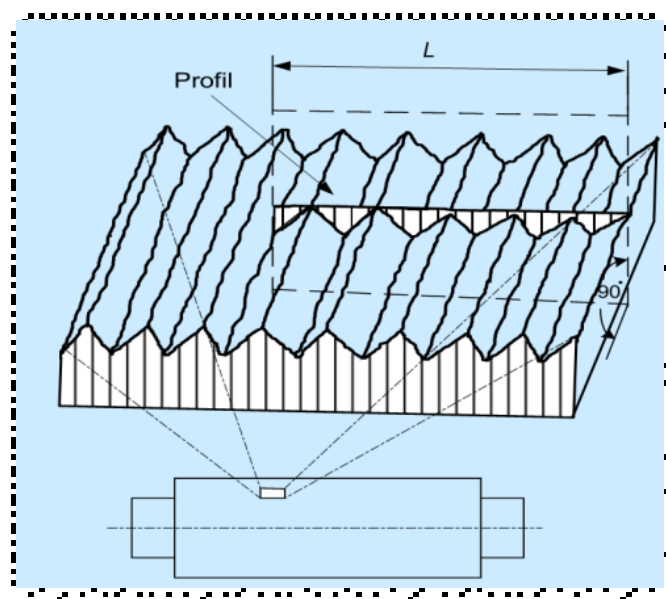
Topografija površine uključuje komponente teksture i ostale nepravilnosti (ogrebotine i udubljenja) koje se odnose na nenamjerne, neželjene probleme prisutne na površinama (Slika 38.) (126).



Slika 38. Topografija i karakteristike hrapavosti.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 126. Individualizirao i uredio autor.)

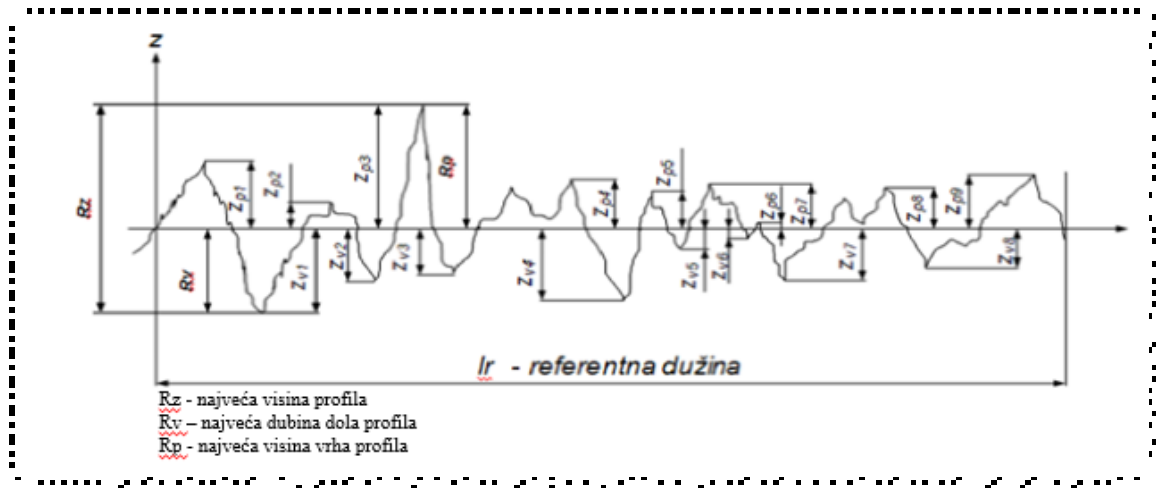
Tekstura površine odnosi se na fine nepravilnosti (brijeg i dol) koje nastaju postupkom oblikovanja. Pojam teksture uključuje dvije komponente: valovitost i hrapavost.

Valovitost i hrapavost površine nastaju tijekom proizvodnog procesa i uzrokovane su postupkom obrade. Hrapavost predstavljaju mikrogeometrijske nepravilnosti površine do kojih dolazi jatrogeno tijekom postupka obrade ili koje nastaju kao posljedica drugih utjecaja, poput otapanja u aktivnom mediju i koje posredno utječu na svojstva materijala. (Slika 39.) (127).



Slika 39. 2D sustav za ispitivanje hrapavosti.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 127. Individualizirao i uredio autor.)

Uređaji za mjerenje hrapavosti sadrže ticalo čija se igla pomiče konstantnom brzinom po površini ispitivanog uzorka. Svaki se vertikalni pomak ticala pomoću pretvornika pretvara u električni impuls i računalno obrađuje. Uređaji s ticalom vrlo su precizni, s vertikalnim rasponom od nekoliko milimetara, rezolucijom u nanometrima i mogućnošću uzdužnog skeniranja većom od 100 mm (Slika 40.).



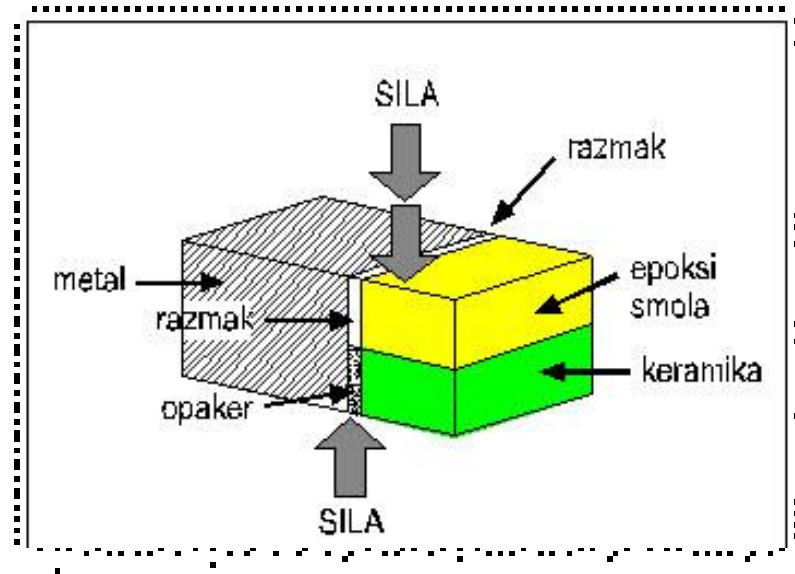
Slika 42. Amplitudni parametri.
(Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 126. Individualizirao i uredio autor.)

Veznu čvrstoću moguće je ispitati mnogobrojnim testovima. Temeljem vrste stvorenog naprezanja klasificiramo ih kao:

- smične
- torzijske
- savojne
- vlačne
- kombinaciju smicanja i vlaka.

Za potrebe ovog istraživanja korišten je plošni međuslojni smični test (*Shear Bond Strength test*) (Slika 43.). To je test veze u kojemu se određeni materijal (cement) nanosi na ravnu površinu drugog materijala (keramički uzorak). Vezna mjesta kod ovog testiranja mogu biti:

- kružna: naprezanje je uglavnom usmjereno na međuspoj (konzistentni lomovi na svim uzorcima). Nedostatak – visoka cijena i otežana izrada uzorka (128)
- pravokutna: plošni testovi omogućavaju podjednako raspoređena naprezanja uz ispitivanje utjecaja različite kvalitete i strukture (129, 130).



Slika 43. Pravokutni međuspojni smični test po Schmitzu i Schulmeyeru. (Osnovni koncept ilustracije preuzet iz 131. Individualizirao i uredio autor.)

2. CILJEVI I HIPOTEZE

Ciljevi ovog istraživanja bili su:

- ispitati veznu čvrstoću samoadherirajućeg kompozitnog cementa (Relyx, 3M, ESPE) na površinu litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonij-dioksidom (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Njemačka) nakon pripreme površine uzoraka konvencionalnim postupcima (pjeskarenje, jetkanje fluorovodičnom kiselinom, silanizacija) i zračenja površine uzoraka Er:YAG (erbij: itrij-aluminij garnet) i Nd:YAG (neodimij: itrij-aluminij garnet) laserom.
- ispitati utjecaj laserskog zračenja (Nd:YAG, Er:YAG) i konvencionalnih protokola (pjeskarenje, jetkanje fluorovodičnom kiselinom, silanizacija) na površinu uzoraka izrađenih od litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonij-dioksidom primjenom elektronskog mikroskopa i upotrebom SEM analize, EDXRF analize i rendgenske difrakcijske analize (XRD analiza).
- ispitati utjecaj laserskog zračenja (Nd:YAG i Er:YAG) i konvencionalnih protokola (pjeskarenje, jetkanje fluorovodičnom kiselinom, silanizacija) na površinsku hrapavost litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonij-dioksidom profilometrom
- odrediti vrstu i učestalost loma.

Za potrebe ovog istraživanja postavljene su dvije nulte i dvije radne hipoteze.

Nulte hipoteze su da:

1. nema razlike u površinskoj hrapavosti ZLS nakon tretiranja površine Nd:YAG i Er:YAG laserom i konvencionalnog protokola pripreme (jetkanje fluorovodičnom kiselinom, silanizacija, pjeskarenje)
2. nema razlike u veznoj čvrstoći kompozitnog samojetkajućeg cementa na površinu ZLS nakon tretiranja površine Nd:YAG i Er:YAG laserom i konvencionalnog protokola pripreme (jetkanje fluorovodičnom kiselinom, silanizacija, pjeskarenje).

Radne hipoteze su da će:

1. hrapavost ZLS biti veća nakon zračenja površine Er:YAG i Nd:YAG laserom u odnosu na površinu tretiranu konvencionalnim postupcima
2. vezna čvrstoća samojetkajućeg kompozitnog cementa ZLS bit će veća nakon pripreme površine laserskim zračenjem u usporedbi s konvencionalnim protokolima pripreme.

3. MATERIJALI I POSTUPCI

3.1. Priprema uzoraka za ispitivanje

Materijal korišten za ovo istraživanje je litij-disilikatna staklokeramika ojačana cirkonij-dioksidom (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Njemačka) koja na tržište dolazi u obliku prekrystaliziranog CAD/CAM bloka (Slika 44.).

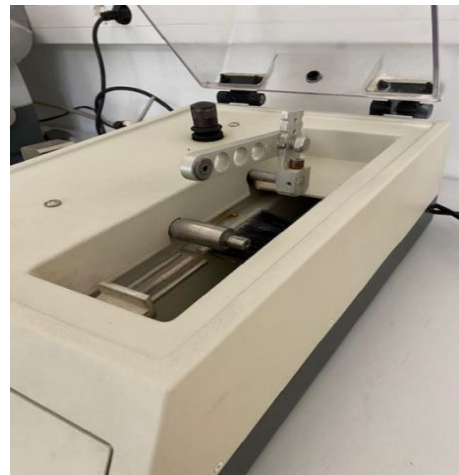


Slika 44. Vita Suprinity staklokeramika ojačana ZrO_2 .

Za potrebe istraživanja u Zavodu za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu ukupno je izrađeno 70 uzoraka koji su pripremljeni tako da su u rezalici Isomet 1000 (Slike 45 a, b.) rezani na diskove veličine 18 x 12 x 2 mm. Parametri korišteni za izrezivanje prikazani su na slici 46.



Slika 45 a. Rezalica Isomet 1000.



Slika 45 b. Rezalica Isomet 1000.



Slika 46. Parametri korišteni za izrezivanje CAD/CAM bloka u diskove.

Nakon izrezivanja diskova (Slika 47.) materijal je kristaliziran po uputama proizvođača (Slika 48.) u peći Programat P300 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn) (Slika 49.).



Slika 47. Postupak rezanja CAD/CAM bloka u prekrystaliziranom stanju.

VITA SUPRINITY® PC

VITA VACUMAT

Predry. °C	min.	min.	°C/min.	T °C	min.	VAC min.	°C*
400	4.00	8.00	55	840	8.00	8.00	680

* The firing chamber must not be opened during long term cooling.

Programat Ivoclar Vivadent

B [°C]	S [min.]	t [°C/min.]	T [°C]	H [min.]	Vac. 1 [°C]/ Vac. 2 [°C]	L [°C]	tL*
400	4.00	55	840	8.00	410 / 639	680	0

Slika 48. Upute za kristalizaciju Vita Suprinity CAD/CAM bloka.



Slika 49. Peć za kristalizaciju.

Nakon kristalizacije, uzorci (Slika 50.) pripremljeni za poliranje uronjeni su u silikonski kalup (Slika 51.) kako bi bili nepomični prilikom poliranja. Brusi se brusnim papirom finoće 600 grita jednu minutu po pojedinom uzorku kako bi se uniformirala njihova površina. Ovaj dio istraživanja proveden je u Zavodu za materijale Fakulteta za strojarstvo i brodogradnju Sveučilišta u Zagrebu.



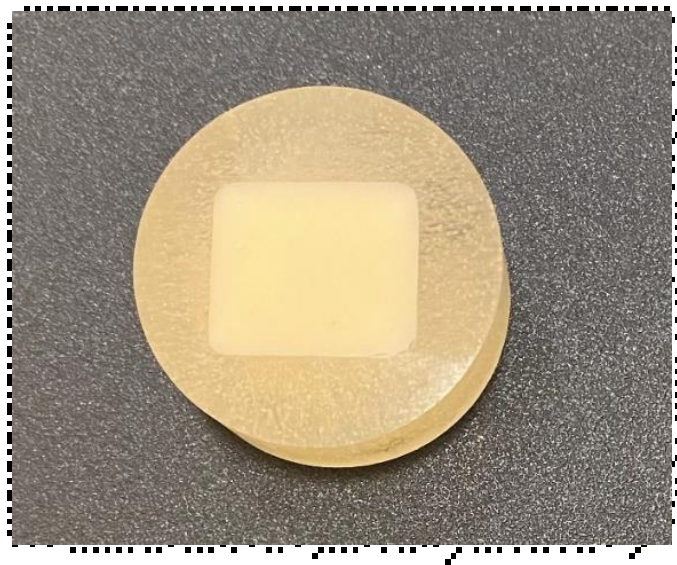
Slika 50. Kristalizirani uzorak.



Slika 51. Silikonski kalup za poliranje.

3.2. Tretiranje površine uzoraka

Kako bi se u potpunosti fiksirala pozicija uzoraka prilikom tretiranja površine, uzorci su nakon poliranja uloženi u akrilat (Slika 52.).



Slika 52. Keramički uzorak uloženi u akrilat.

Prema načinu tretiranja površine uzorci su podijeljeni u sedam skupina (Tablica 9.).

Tablica 9. Skupine uzoraka s obzirom na način tretiranja površine.

Skupina	Način tretiranja površine
1	Kontrola
2	9,5 % fluorovodična kiselina
3	Silanizacija
4	9,5 % fluorovodična kiselina + silanizacija
5	pjeskarenje + silanizacija
6	Er:YAG laser + silanizacija
7	Nd:YAG laser + silanizacija

Skupinu 1 čine kontrolni uzorci koji nakon jedne minute poliranja 600-gritnim papirom nisu ničim tretirani.

Skupinu 2 čine uzorci tretirani 9,5-postotnom fluorovodičnom kiselinom (Bisco Inc., Schaumburg, Illionois, SAD) (Slika 53.) 90 sekundi, nakon čega su uzorci isprani vodom i osušeni po uputama proizvođača.

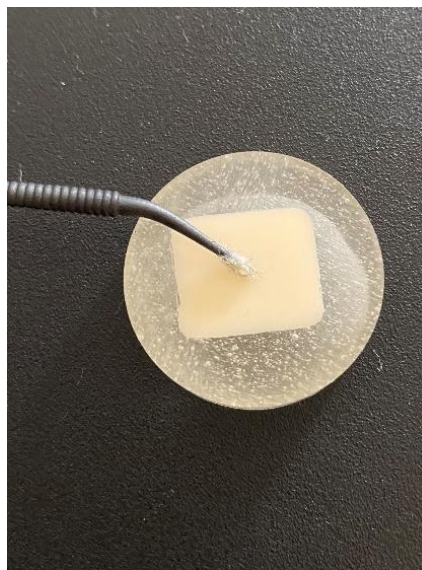


Slika 53. 9,5 % fluorovodična kiselina

Skupinu 3 čine uzorci koji su na minutu podvrgnuti silanizaciji silanom (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn) (Slika 54.), koji se utrljavao četkicom po površini uzorka, po uputama proizvođača (Slika 55.).



Slika 54. Silan Monobond Plus.



Slika 55. Utrljavanje silana četkicom.

Skupinu 4 čine uzorci čija je površina tretirana kombinacijom fluorovodične kiseline i silana. Uzorci su tretirani 9,5-postotnom fluorovodičnom kiselinom (Bisco Inc., Schaumburg, Illinois, SAD) 90 sekundi, nakon čega su isprani vodom i osušeni po uputama proizvođača, te potom jednu minutu tretirani silanom (Monobond, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn) koji se utrljavao četkicom po površini uzorka po uputama proizvođača.

Skupinu 5 čine uzorci čija je površina tretirana pjeskarenjem. Pjeskarenje je obavljeno u pjeskari Renfert Basic master (Renfert dental, Hilzingen, Njemačka) (Slika 56.) česticama Al_2O_3 veličine $30 \mu m$ (CoJet Sand, 3M ESPE, Neuss, Njemačka) (Slika 57.) pod tlakom od 2,7 atm s okomite udaljenosti pjeskare, na uzorku veličine 1 cm, 15 sekundi. Nakon pjeskarenja uzorci su oprani vodom, osušeni te ispuhani kako bi se uklonile zaostatne čestice. Uzorci su

potom jednu minutu tretirani silanom (Monobond, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn), koji se utrljavao četkicom po površini uzorka po uputama proizvođača.

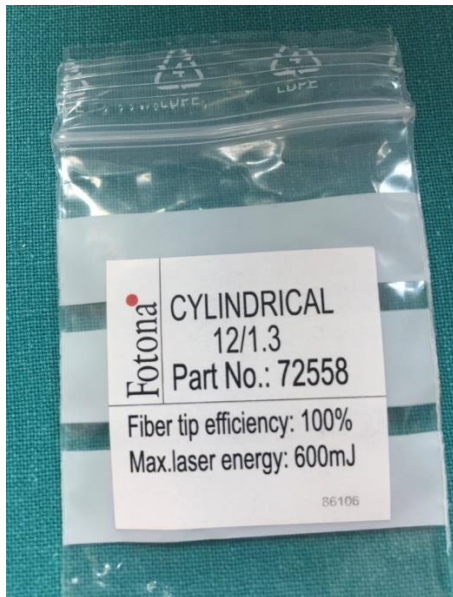


Slika 56. Pjeskara Renfert Basic master.



Slika 57. Sredstvo za pjeskarenje uzoraka CoJet Sand.

Skupinu 6 čine uzorci čija je površina tretirana Nd:YAG laserom (LightWalker, Fotona, Slovenija) sljedećih parametara: 100 mJ trajanje pulsa, frekvencija 20 Hz uz korištenje snage od 1 W nakon čega su uzorci jednu minutu tretirani silanom (Monobond, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn) koji se utrljavao četkicom po površini uzorka sukladno uputama proizvođača.



Slika 58. Specifikacije optičkog nastavka
Er:YAG lasera.



Slika 59. Optički nastavak
Er:YAG lasera.



Slika 60. Optički nastavak na kolječniku.



Slika 61. Laserski parametri.

Skupinu 7 čine uzorci čija je površina tretirana Er:YAG laserom (LightWalker, Fotona, Slovenija) (Slike 58. – 61.) određenih parametara: pulsna energija 500 mJ snage 10 W te frekvencija 4 Hz u trajanju od 20 sekundi. Nakon tretiranja laserom uzorci su jednu minutu

tretirani silanom (Monobond, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenštajn) koji se utrljavao četkicom po površini uzorka po uputama proizvođača.

3.3. Testiranje površine uzoraka

Nakon tretiranja površine, svi uzorci podvrgnuti su testovima i analizama sukladno postavljenim hipotezama (Tablica 10.).

Tablica 10. Testovi površine uzoraka.

Test	Vrsta testiranja
1	smična čvrstoća + analiza loma
2	površinska hrapavost
3	XRD analiza
4	SEM analiza
5	EDXRF analiza

XRD analiza – rendgenska difrakcijska analiza SEM analiza – skenirajuća elektronska mikroskopija

EDXRF analiza – rendgenska fluorescentna analiza

Za testiranje smične čvrstoće bilo je potrebno pomoću kalupa (Slika 61.) napraviti diskove (Slika 62.) iz kompozitnog materijala (Filtek Bulk fill, 3M ESPE, St.Paul, Minnesota, SAD) (Slika 63.) okruglog oblika, promjera 3,5 mm (Slika 64.) te ih potom cementirati na površinu uzorka uz upotrebu kompozitnog cementa (RelyX U200 Automix, 3M ESPE, Neuss, Njemačka) (Slika 65.).



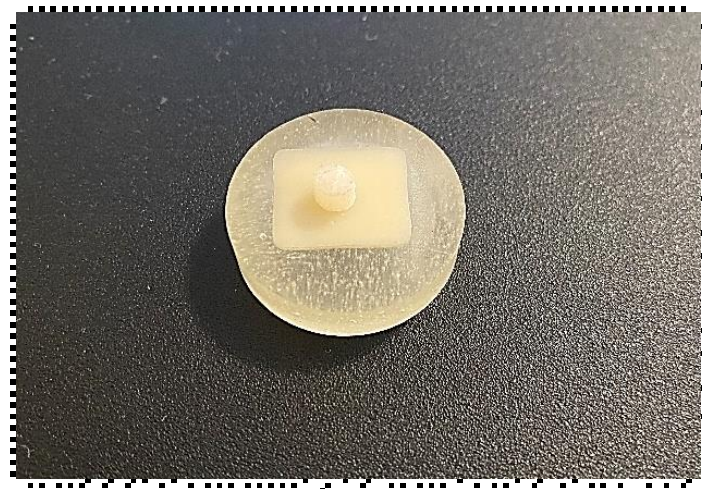
Slika 61. Kalup za izradu diska.



Slika 62. Gotov kompozitni disk.



Slika 63. Kompozit Filtek Bulk fill za izradu diska.

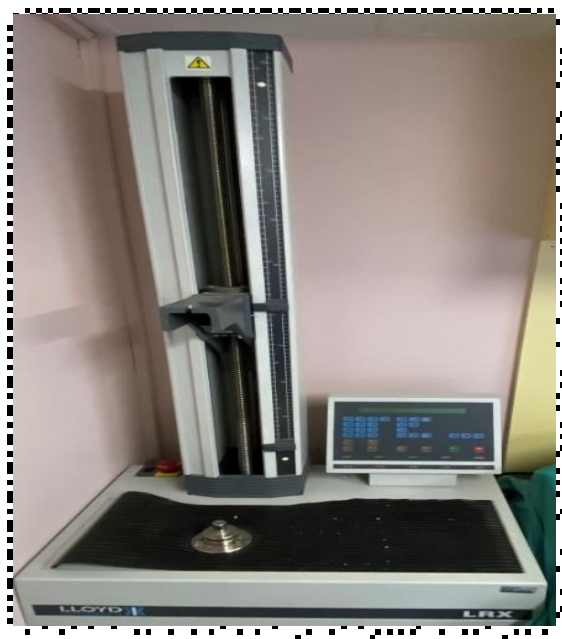


Slika 64. Uzorak s kompozitnim diskom promjera 3,5 mm.



Slika 65. Kompozitni cement RelyX U200 Automix.

Nakon cementiranja kompozitnog diska na uzorak, uzorci su podvrgnuti ispitivanju smične čvrstoće. Ispitivanje je provedeno na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu na kidalici (tip LRX s ugrađenim Nexygen programom, Lloyd Instruments, Fareham, Velika Britanija) (Slika 66.). Testiranje je provela ista osoba. Trn kidalice nalazi se na spoju staklokeramičkog uzorka i kompozitnog cementa. Uzorak se potom opterećuje stalnim pomakom trna od 1 mm/min do loma (prirast opterećenja od 1 MPa/s).



Slika 66. Kidalica LRX s ugrađenim Nexygen programom.

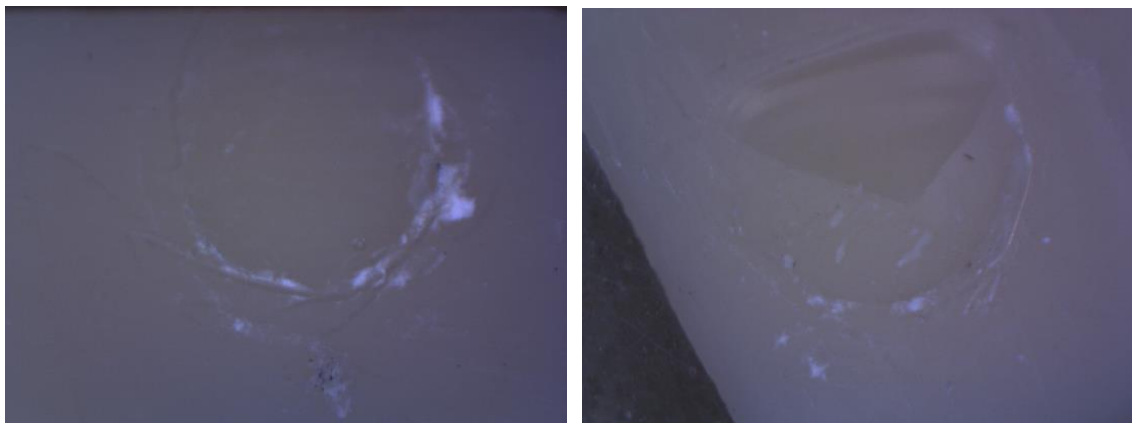
Analiza loma (adhezivni, kohezivni ili adhezivno/kohezivni) učinjena je na slomljenim uzorcima stereomikroskopom Mantis Elite-Cam HD (Vision Engineering Ltd, Woking, Velika Britanija) (Slika 67.) u Zavodu za materijale Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu (Slike 68 a – 68 n.).



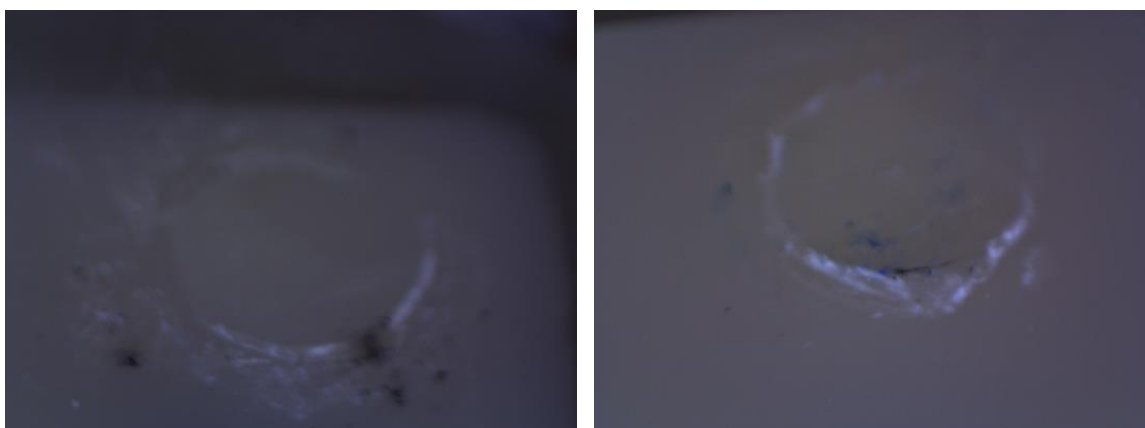
Slika 67. Stereomikroskop Mantis Elite-Cam HD.



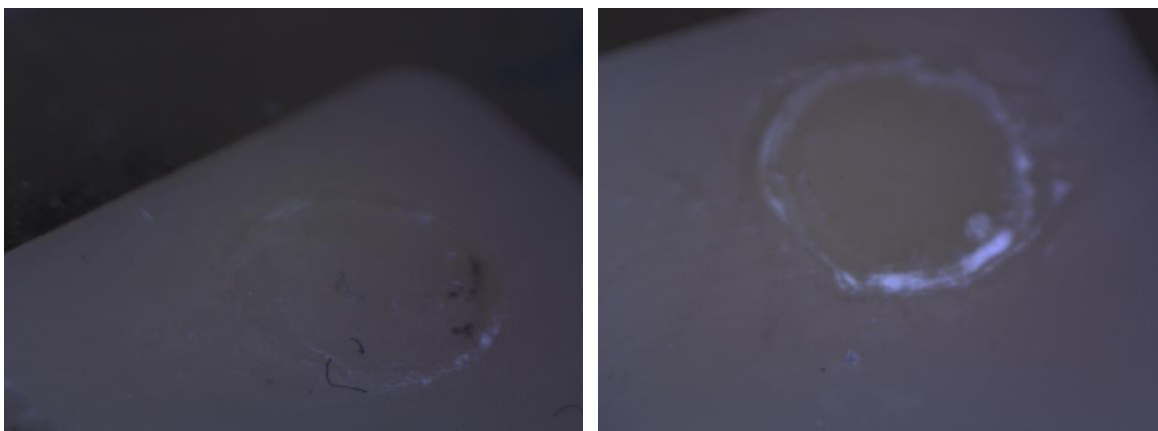
Slika 68 a. Lom uzorka kontrolne skupine.



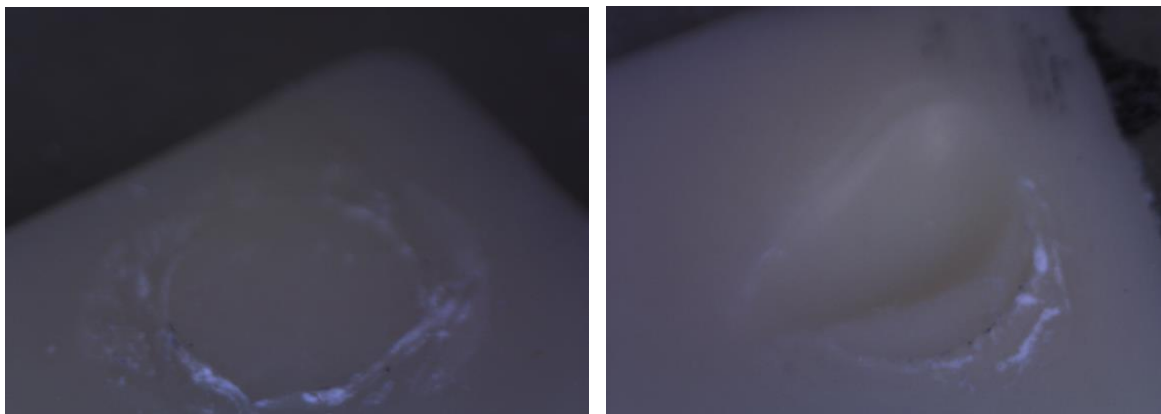
Slike 68 b i 68 c. Lom skupine tretirane 9,5-postotnom fluorovodičnom kiselinom.



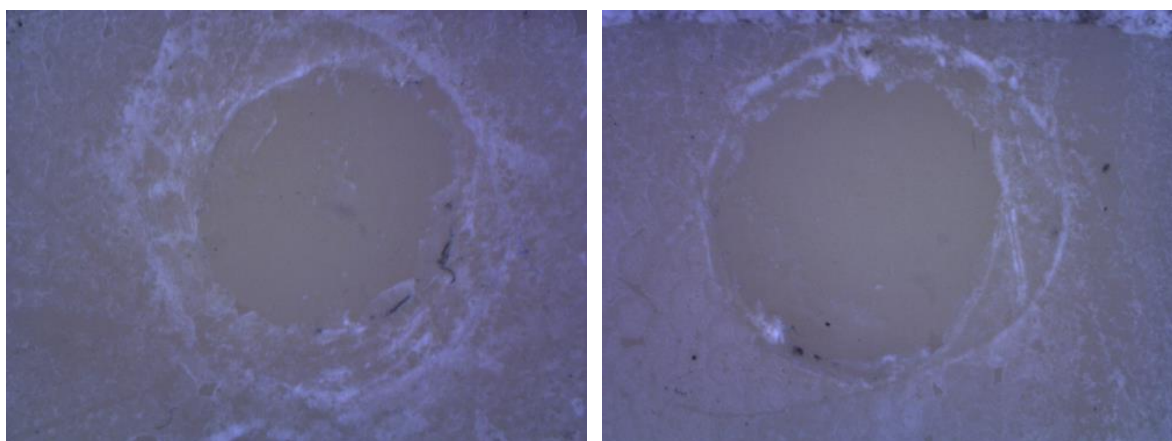
Slika 68 d i 68 e. Lom skupine tretirane silanom.



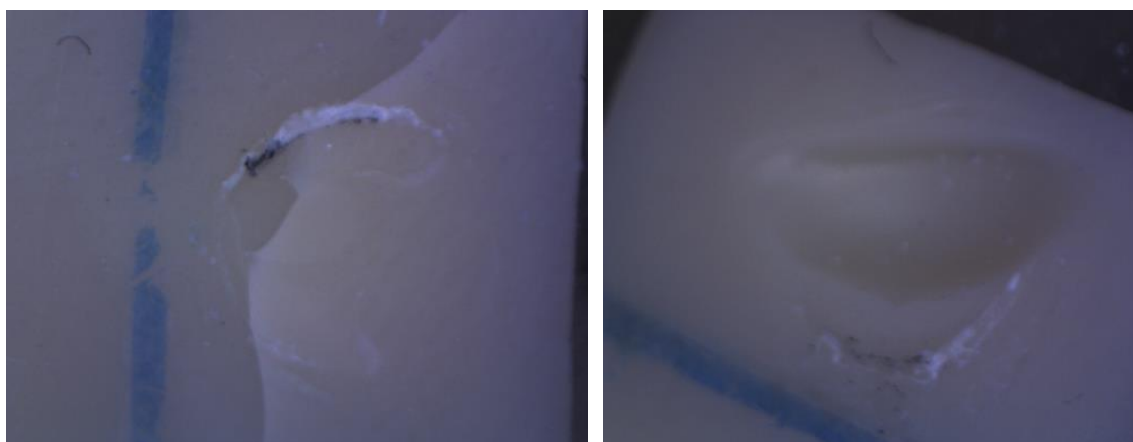
Slika 68 f i 68 g. Lom skupine tretirane 9,5-postotnom fluorovodičnom kiselinom i silanom.



Slika 68 i i 68 j. Lom skupine tretirane pjeskarenjem.



Slika 68 k i 68 l. Lom skupine tretirane Er:YAG laserom i silanom.



Slika 68 m i 68 n. Lom skupine tretirane Nd:YAG laserom i silanom.

Analiza hrapavosti provedena je u Laboratoriju za precizna mjerenja dužina Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu koji djeluje kao Nacionalni laboratorij za duljinu RH.

Sva mjerenja provela je ista osoba, kontaktnom metodom, korištenjem mjernog uređaja Perthometer S8P (Feinprüf GmbH, Göttingen, Njemačka) (Slika 69.).



Slika 69. Uređaj za analizu hrapavosti Perthometer S8P.

Sljedivost rezultata mjerenja osigurana je državnim etalom hrapavosti RH. Ispitivanje hrapavosti provedeno je na prvom, trećem i petom uzorku unutar iste skupine, a na svakom od tih uzoraka mjerenje je provedeno na šest profila hrapavosti. Ispitivanje je provedeno u skladu sa zahtjevima normi ISO 4287 (1997.), ISO 4288 (1996.) i ISO 3274 (1996.).

Za filtraciju je korišten Gaussov filter, granična vrijednost je podešena na $\lambda_c = 0,8$ mm, radijusa (r) ticala od 5 μm , duljine ocjenjivanja (l_n) od 4,0 mm te mjerne sile (F) od 1,3 mN.

Uzorci su zatim bili podvrgnuti XRD analizi (*X-ray diffraction analysis*) koja predstavlja nedestruktivnu analitičku tehniku kojom se dobivaju informacije o kristalnoj strukturi,

kemijskom sastavu i fizikalnim svojstvima materijala i jedna je od najvažnijih metoda za strukturna istraživanja čvrstih tvari, bilo da je riječ o mono ili polikristaliničnim strukturama, a u određenoj mjeri i amorfnih tvari. Analizom se vrlo efikasno može odrediti kvalitativni i kvantitativni fazni sastav kristaliziranih materijala te udio amorfne tvari u višefaznoj smjesi. Pomoću XRD analize utvrđuje se kristalna struktura tvari, veličina kristalnih zrna te deformitet kristalne rešetke.

XRD analiza temelji se na principu da se u kristalu kroz pravilno raspoređene atome mogu položiti paralelne ravnine udaljene za određeni iznos (d). Ako snop koherentnih paralelnih rendgenskih zraka padne na takve ravnine, on se raspršuje, a zrake koje se rasprše u istom smjeru interferiraju. Interferencija je konstruktivna ako je razlika u hodu paralelnih zraka nakon refleksije jednaka cijelom broju valnih duljina. Svaka kristalna struktura ima karakterističan niz d duljina te posljedično tome karakterističan broj Braggovih kutova (upadni kut rendgenske zrake) kod kojih dolazi do difrakcije, što uzrokuje stvaranje difrakcijske slike te tvari. Intenzitet ovisi o vrsti i položaju atoma u kristalnoj rešetki. Difrakcijska slika polikristalne višefazne smjese sastoji se od difrakcijskih slika svih prisutnih faza smjese, a pojedinu kristalnu fazu moguće je identificirati temeljem njezinih specifičnih d udaljenosti i pripadajućeg intenziteta difrakcijskih linija, što čini osnovu kvalitativne rendgenske difrakcijske fazne analize.

Kvantitativna faza analize smjese provodi se pomoću Rietveldove metode čiju osnovu čini princip usklađivanja teorijske difrakcijske analize polikristaličnog praškastog uzorka koja je izračunata na temelju modela kristalne strukture s eksperimentalnom difrakcijskom slikom praha. Cilj je metode precizirati kristalnu strukturu varijacijom parametara tako da se izračunata difrakcijska slika (difraktogram) što bolje slaže s eksperimentalno snimljenom.

Urađena je u Zavodu za anorgansku kemijsku tehnologiju i nemetale Fakulteta kemijskog inženjerstva i tehnologije Sveučilišta u Zagrebu. Korišten je difraktor Shimadzu XRD-6000 (Shimadzu, Columbia, SAD) (Slika 70., Slika 71.).



Slika 70. XRD difraktor Shimadzu.
XRD-6000.



Slika 71. Unutrašnjost XRD difraktora.

EDXRF analiza urađena je u Laboratoriju za nuklearne analitičke metode Zavoda za eksperimentalnu fiziku Instituta Ruđer Bošković u Zagrebu. Cijelu analizu provela je ista osoba (Slike 72 a i 72 b.).



Slika 72 a. Uređaj za EDXRF analizu.



Slika 72 b. Uzorci uloženi u uređaj za
EDXRF analizu.

Metodom energetski disperzivne fluorescencije X-zraka (EDXRF) analizirano je dvanaest uzoraka. Kao izvor korištena je Philipsova Mo rendgenska cijev (Philips Co., Amsterdam, Nizozemska). Uzorci su ozračivani sekundarnim Mo zračenjem u pravokutnoj geometriji. Korišten je poluvodički SiLi detektor (Canberra Packard, Beč, Austrija), aktivne površine 30 mm² i debljine 3 mm, čija debljina berilijevog prozora iznosi 0.025 mm, a rezolucija na 5.9 keV iznosi 170 eV (FWHM). Radni parametri za ozračivanje meta iznosili su 45 kV i 35 mA uz vakuum od 100 bara u periodu od 100 sek. U uzorcima je analiziran broj impulsa karakterističnog zračenja Zr-K α korištenjem IAEA QXAS softvera. Dodatno su detektirani elementi Y, La, Eu, Gd i Hf, ali nisu obuhvaćeni analizom.

SEM analiza provedena je u Zavodu za materijale Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Za topografsku analizu korišten je skenirajući pretražni mikroskop Tescan Vega TS 5136 MM (TESCAN, Brno, Češka Republika) (Slika 73.). Analizu je provela ista osoba na povećanjima od 300 x i 1000 x.



Slika 73. Pretražni mikroskop Tescan Vega TS 5136 MM.

3.4. Statistička obrada podataka

Podaci su prikazani tabelarno i grafički.

Kvantitativni podaci prikazani su kroz raspone, aritmetičke sredine i standardne devijacije, odnosno medijane i interkvartilne raspone u slučajevima neparametrijske raspodjele.

Kategorijski podaci prikazani su kroz apsolutne frekvencije i pripadajuće udjele.

Za testiranje podudaranja podataka s normalnom distribucijom korišten je Shapiro-Wilkov test.

Homogenost varijanci testirana je Leveneovim testom, a za usporedbu vrijednosti obilježja (vezne čvrstoće i hrapavosti) između različitih načina obrade površine uzoraka korišten je ANOVA test te Tukeyjev test za višestruku usporedbu.

Za grafički prikaz rezultata korišteni su Box i Whiskerovi plotovi.

Za opis hrapavosti površine i vezne čvrstoće kod šest načina obrade površine ispitanog materijala, te kontrolne skupine (bez obrade), prikazane su srednja vrijednost, standardna devijacija, medijan, prvi i treći kvartil te minimum i maksimum.

Za usporedbu distribucije vrsta loma između različito tretiranih površina ispitanog materijala korišten je Fisherov egzaktni test.

Analiza je napravljena pomoću statističkog paketa SAS na Windows platformi. Svi testovi rađeni su uz razinu značajnosti $\alpha = 0,05$.

Vezna čvrstoća

U prvom koraku testirana je normalnost podataka (Tablica 11.). Za sve materijale distribucija ne odstupa od normalne distribucije ($p > 0,05$; Shapiro-Wilkov test), a varijanca je homogena ($p = 0,11$; Leveneov test) te je za analizu opravdano koristiti ANOVA test.

Tablica 11. Testiranje normalnosti podataka za veznu čvrstoću. (Shapiro-Wilkov test)

Način obrade površine uzorka	Vezna čvrstoća				
	N	Sr. vr.	St. dev.	W**	p*
Kontrolna skupina	5	2,51	3,11	0,83	0,14
Kiselina	7	11,45	5,15	0,85	0,13
Silanizacija	7	12,92	4,23	0,89	0,29
Kiselina + silanizacija	7	8,92	4,09	0,95	0,74
Pjeskarenje + silanizacija	7	11,93	6,18	0,98	0,97
Nd:YAG + silanizacija	8	15,91	7,28	0,92	0,44
Er:YAG + silanizacija	6	6,78	2,64	0,87	0,23

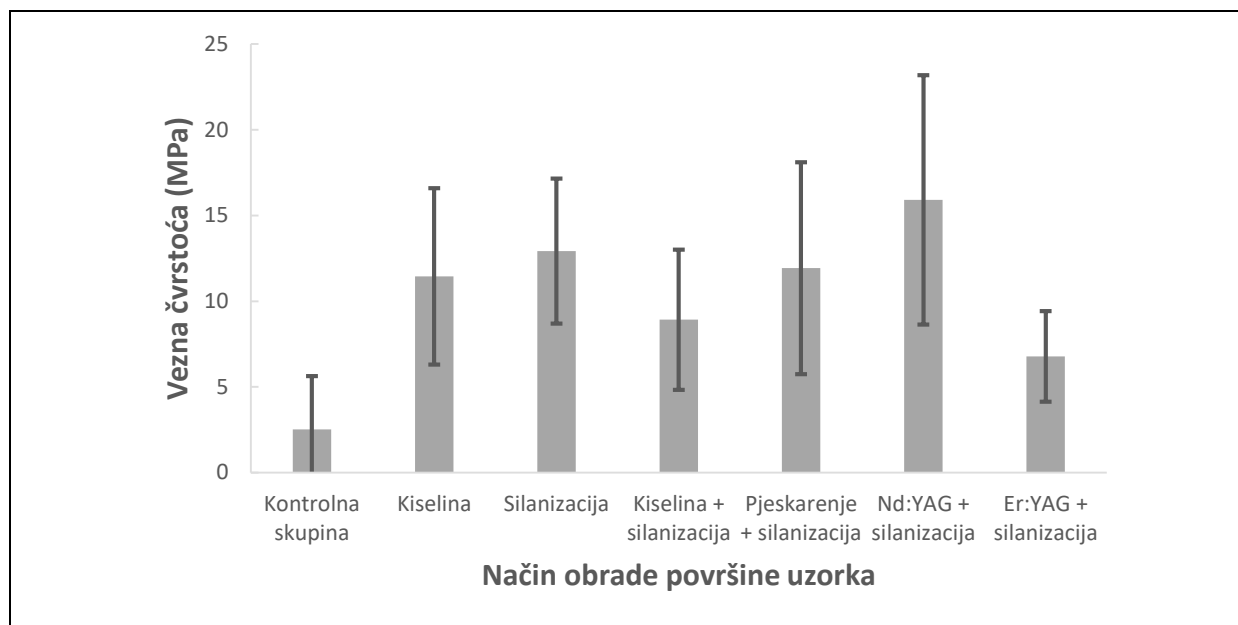
*p – vrijednost za Shapiro-Wilkov test

**W – vrijednost statistike za Shapiro-Wilkov test

Deskriptivna statistika (srednja vrijednost, standardna devijacija, medijan, prvi kvartil, treći kvartil, minimum i maksimum) za skupine prikazana je u tablici 12. i na slici 74.

Tablica 12. Vezna čvrstoća. (srednja vrijednost i standardna devijacija)

Vezna čvrstoća	Kontrolna skupina	Pjeskarenje					
	Kiselina	Silanizacija	Kiselina + silanizacija	+ silanizacija	Nd:YAG + silanizacija	Er:YAG + silanizacija	
	2,5	11,5	12,9	8,9	11,9	15,9	6,8
	(3,1)	(5,1)	(4,2)	(4,1)	(6,2)	(7,3)	(2,6)



Slika 74. Vezna čvrstoća. (srednja vrijednost i standardna devijacija)

Između uzoraka s različitim tretiranjem površine postoji velika razlika u veznoj čvrstoći (Tablica 13.) ($p = 0,0013$; ANOVA test). Za određivanje uzoraka koji se međusobno razlikuju korišten je Tukeyjev test.

Višestruka usporedba pokazala je da je vezna čvrstoća :

- za skupine silanizacije, pjeskarenja + silanizacije i Nd:YAG + silanizacije veća nego za kontrolnu skupinu (u prosjeku 12,9 MPa, 11,9 MPa i 15,9 MPa u odnosu na 2,5 MPa za kontrolnu skupinu)
- za skupinu Nd:YAG + silanizacija veća nego za skupinu Er:YAG + silanizacija (u prosjeku 15,9 MPa u odnosu na 6,8 MPa).

Tablica 13. Usporedba vezne čvrstoće za različite skupine uzoraka.

Način obrade površine uzorka	vezna čvrstoća							ANOVA	
	Sr. vr.	St. dev.	Med.	Q ₁	Q ₃	Min.	Maks.		P
Kontrolna skupina	2,51	3,11	0,75	0,29	4,24	0,10	7,19	Abc	0,0013
Kiselina	11,45	5,15	10,26	9,13	13,53	5,46	21,81		
Silanizacija	12,92	4,23	14,02	8,47	17,33	7,72	17,89	A	
Kiselina + silanizacija	8,92	4,09	7,96	4,93	13,18	3,92	14,91		
Pjeskarenje + silanizacija	11,93	6,18	11,13	6,40	16,21	3,67	22,23	B	
Nd:YAG + silanizacija	15,91	7,28	17,82	8,72	21,32	6,17	25,41	Cd	
Er:YAG + silanizacija	6,78	2,64	5,70	5,14	9,27	4,08	10,82	D	

post-hoc test. Isto slovo označava skupine koje se međusobno razlikuju

Distribucija vrste loma prema vrsti materijala prikazana je u tablici 14. Ovisi o načinu obrade površine uzorka ($p < 0,0001$; Fisherov egzaktni test).

Tablica 14. Usporedba vrste loma za različite načine obrade površine.

Način obrade površine uzorka	vrsta loma						
	Ukupno	Adhezivni lom		Kohezivni lom		Mješoviti lom	
		N	N	%	N	%	N
Kontrolna skupina	5	5	100,0	0	0,0	0	0,0
Kiselina	7	0	0,0	1	14,3	6	85,7
Silanizacija	7	0	0,0	0	0,0	7	100,0
Kiselina + silanizacija	7	0	0,0	0	0,0	7	100,0
Pjeskarenje + silanizacija	7	5	71,4	1	14,3	1	14,3
Nd:YAG + silanizacija	8	4	50,0	1	12,5	3	37,5
Er:YAG + silanizacija	6	2	33,3	0	0,0	4	66,7

U kontrolnoj skupini i u skupini pjeskarenje + silanizacija prevladava adhezivni lom, dok u skupinama kiselina, silanizacija, kiselina + silanizacija i Er:YAG + silanizacija prevladava mješoviti lom. U skupini Nd:YAG također prevladava adhezivni lom, ali s udjelom od 50 % dok je udio mješovitog loma 37,5 %.

U analizi vezne čvrstoće podaci slijede normalnu distribuciju i varijance su homogene te se mogao primijeniti ANOVA test. Primjena neparametarskog Kruskal-Wallisova testa također ukazuje na postojanje razlike između skupina ($p = 0,0047$), ali su pokazane samo dvije razlike između načina obrade površine uzorka: silanizacija vs. kontrolna skupina i Nd:YAG + silanizacija vs. kontrolna skupina. Drugi neparametarski test, medijan test, ne pokazuje razliku između grupa ($p = 0,085$).

Hrapavost

Hrapavost je analizirana na prvom, trećem i petom uzorku unutar svake skupine.

Hrapavost površine kontrolne skupine uzoraka prikazana je u tablicama 15 a – 15 c.

Tablica 15 a. Hrapavost kontrolne skupine.

Tablica 15 b. Hrapavost kontrolne skupine.

Oznaka uzorka: Kontrola 1		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	74	596
2	76	632
3	73	578
4	69	516
5	71	571
6	72	584
Aritm. sred.	72,5	579,5
Raspon	7	116

Oznaka uzorka: Kontrola 3		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	108	820
2	106	954
3	102	882
4	95	700
5	100	753
6	101	770
Aritm. sred.	102,0	813,2
Raspon	13	254

Tablica 15 c. Hrapavost kontrolne skupine.

Oznaka uzorka: Kontrola 5		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	210	1818
2	206	1855
3	218	1759
4	206	1801
5	208	2103
6	206	2026
Aritm. sred.	209,0	1893,7
Raspon	12	344

Hrapavost površine uzorka tretiranih kiselinom prikazana je u tablicama 16 a – 16 c.

Tablica 16 a. Hrapavost uzorka tretiranog
kiselinom.Tablica 16 b. Hrapavost uzorka tretiranog
kiselinom.

Oznaka uzorka: Kiselina 1		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	111	903
2	106	909
3	111	842
4	113	887
5	109	926
6	105	834
Aritm. sred.	109,2	883,5
Raspon	8	92

Oznaka uzorka: Kiselina 3		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	57	488
2	56	475
3	60	568
4	64	532
5	61	480
6	60	489
Aritm. sred.	59,7	505,3
Raspon	8	93

Tablica 16 c. Hrapavost uzorka tretiranog kiselinom.

Oznaka uzorka: Kiselina 5		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	111	960
2	110	994
3	98	881
4	100	813
5	95	897
6	97	858
Aritm. sred.	101,8	900,5
Raspon	16	181

Hrapavost površine uzoraka tretiranih silanom prikazana je u tablicama 17 a – 17 c.

Tablica 17 a. Hrapavost uzorka tretiranog silanom.

Oznaka uzorka: Silan 1		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	82	651
2	84	700
3	84	660
4	83	695
5	87	650
6	84	694
Aritm. sred.	84,0	675,0
Raspon	5	50

Tablica 17 b. Hrapavost uzorka tretiranog silanom.

Oznaka uzorka: Silan 3		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	84	628
2	82	650
3	84	649
4	82	639
5	82	637
6	81	641
Aritm. sred.	82,5	640,7
Raspon	3	22

Tablica 17 c. Hrapavost uzorka tretiranog silanom.

Oznaka uzorka: Silan 5		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	60	468
2	60	452
3	60	445
4	58	451
5	57	466
6	60	493
Aritm. sred.	59,2	462,5
Raspon	3	48

Hrapavost površine uzoraka tretiranih kiselinom i silanom prikazana je u tablicama 18 a – 18 c.

Tablica 18 a. Hrapavost uzorka kiselina + silan.

Oznaka uzorka: Kiselina + Silan 1		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	98	659
2	89	662
3	87	667
4	82	645
5	89	673
6	82	608
Aritm. sred.	87,8	652,3
Raspon	16	65

Tablica 18 b. Hrapavost uzorka kiselina + silan.

Oznaka uzorka: Kiselina + Silan 3		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	121	1019
2	124	1150
3	127	1103
4	156	1299
5	131	1303
6	134	1185
Aritm. sred.	132,2	1176,5
Raspon	35	284

Tablica 18 c. Hrapavost površine kiselina + silan.

Oznaka uzorka: Kiselina + Silan 5		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	108	903
2	98	807
3	109	801
4	95	771
5	97	781
6	96	791
Aritm. sred.	100,5	809,0
Raspon	14	132

Hrapavost površine uzorka tretiranih pjeskarenjem i silanom prikazana je u tablicama 19 a – 19 c.

Tablica 19 a. Hrapavost uzorka pjeskarenje
+ silan.

Oznaka uzorka: Pjeskarenje + silan 1		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	144	1754
2	148	1831
3	156	1774
4	156	2119
5	167	1778
6	162	2127
Aritm. sred.	155,5	1897,2
Raspon	23	373

Tablica 19 b. Hrapavost uzorka pjeskarenje
+ silan.

Oznaka uzorka: Pjeskarenje + silan 3		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	99	1243
2	96	1169
3	97	974
4	97	1131
5	108	1389
6	87	847
Aritm. sred.	97,3	1125,5
Raspon	21	542

Tablica 19 c. Hrapavost uzorka pjeskarenje + silan.

Oznaka uzorka: Pjeskarenje + silan 5		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	581	4069
2	610	4035
3	599	4218
4	632	4376
5	555	3992
6	584	4063
Aritm. sred.	593,5	4125,5
Raspon	77	384

Hrapavost površine uzorka tretiranih Nd:YAG laserom i silanom prikazana je u tablicama

20 a – 20 c.

Tablica 20 a. Hrapavost uzorka Nd:YAG + silan.

Tablica 20 b. Hrapavost uzorka Nd:YAG + silan.

Oznaka uzorka: Nd:YAG + silan 1		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	82	699
2	79	605
3	81	641
4	81	659
5	80	624
6	79	596
Aritm. sred.	80,3	637,3
Raspon	3	103

Oznaka uzorka: Nd:YAG + silan 1		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	82	699
2	79	605
3	81	641
4	81	659
5	80	624
6	79	596
Aritm. sred.	80,3	637,3
Raspon	3	103

Tablica 20 c. Hrapavost uzorka Nd:YAG + silan.

Oznaka uzorka: Nd:YAG + silan 5		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	60	445
2	58	474
3	62	485
4	59	496
5	60	473
6	56	456
Aritm. sred.	59,2	471,5
Raspon	6	51

Hrapavost površine uzorka tretiranih Er:YAG laserom i silanom prikazana je u tablicama 21 a – 21 c.

Tablica 21 a. Hrapavost uzorka Er:YAG + silan.

Oznaka uzorka: Er:YAG + silan 1		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	1,99	11,02
2	1,56	9,05
3	1,45	8,62
4	1,3	8,05
5	1,82	11,19
6	1,72	10,45
Aritm. sred.	1,640	9,730
Raspon	0,69	3,14

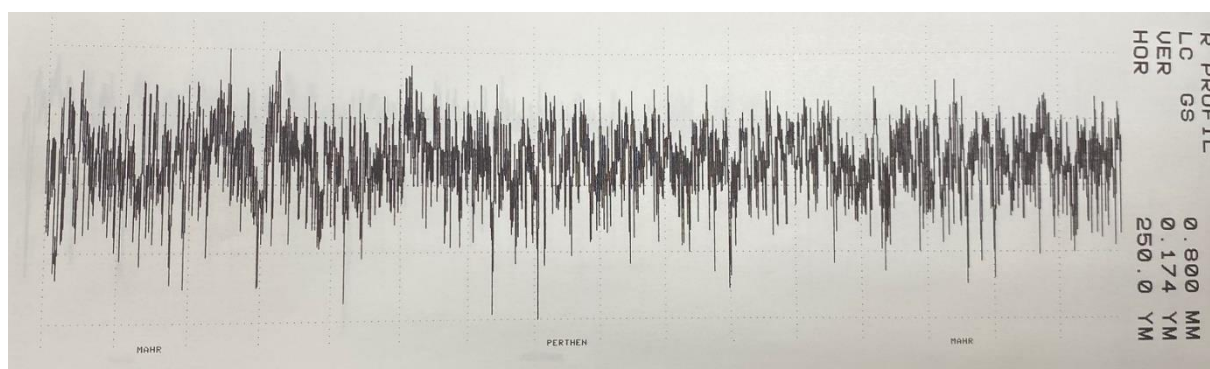
Tablica 21 b. Hrapavost uzorka Er:YAG + silan.

Oznaka uzorka: Er:YAG + silan 3		
Trag br.	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
1	2,88	15,62
2	2,65	14,55
3	2,63	13,62
4	2,95	14,94
5	3,33	17,57
6	3,1	16,13
Aritm. sred.	2,923	15,405
Raspon	0,7	3,95

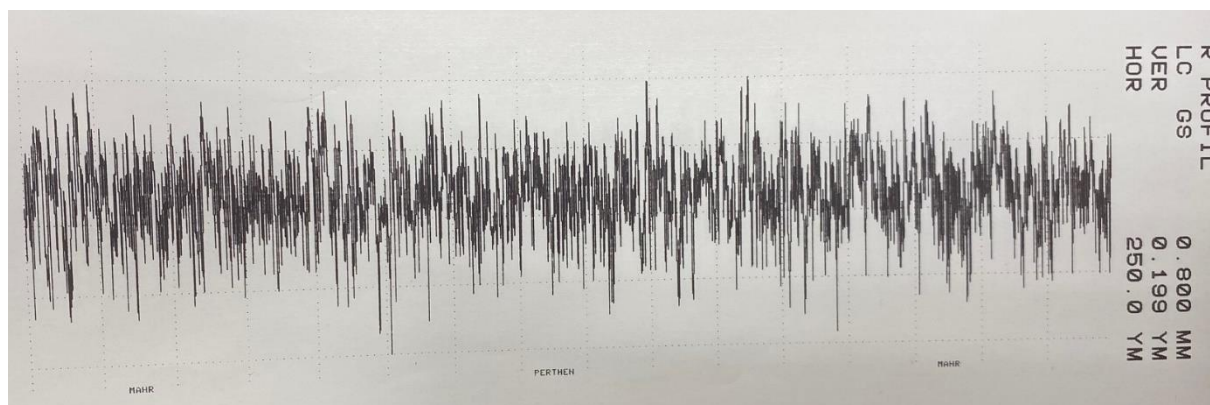
Tablica 21 c. Hrapavost skupine Er:YAG + silan.

Oznaka uzorka: Er:YAG + silan 5		
Trag br.	Ra	Rz
1	4,3	25,46
2	4,44	24,93
3	2,82	16,8
4	3,93	20,6
5	3,65	17,28
6	5,02	24,78
Aritm. sred.	4,027	21,642
Raspon	2,2	8,66

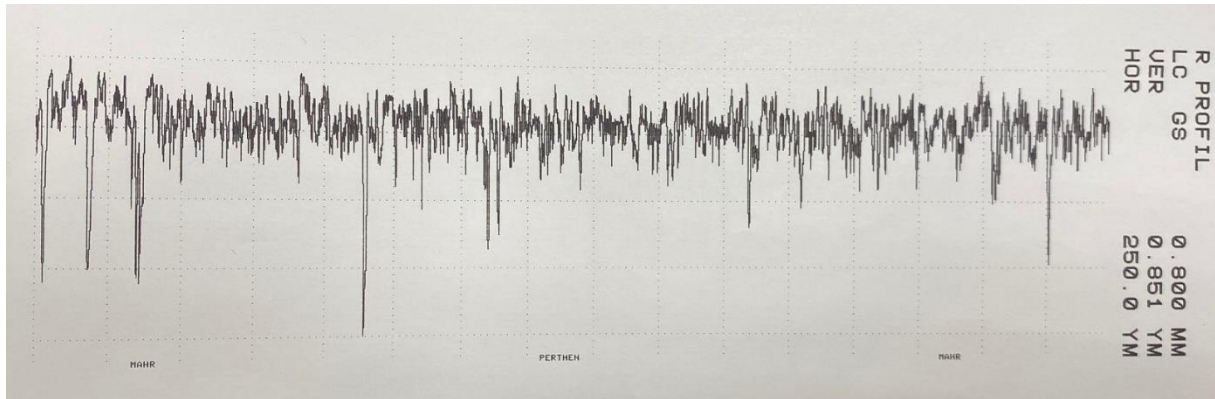
Grafički prikazi hrapavosti površine uzorka kontrolne skupine prikazani su na slikama 75 a – 75 c.



Slika 75 a. Hrapavost kontrolne skupine – grafički prikaz (uzorak 1).

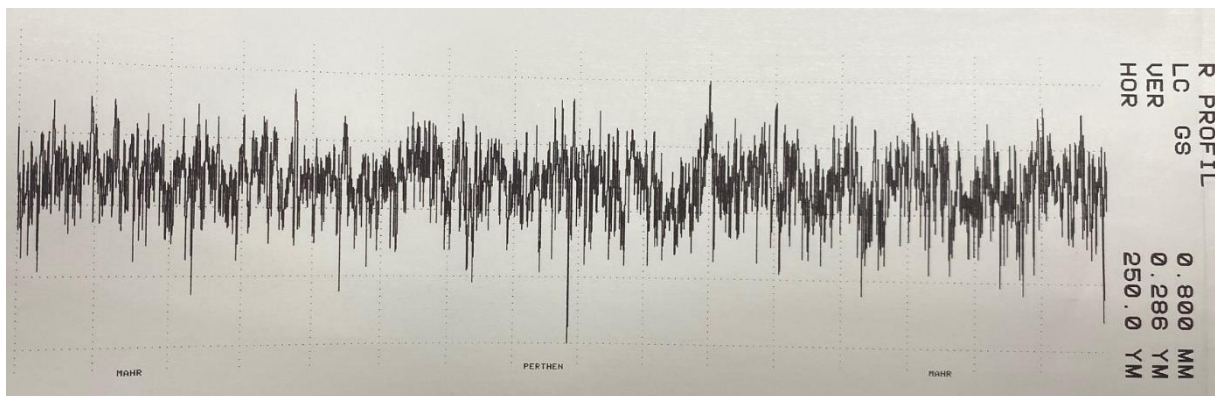


Slika 75 b. Hrapavost kontrolne skupine – grafički prikaz (uzorak 3).

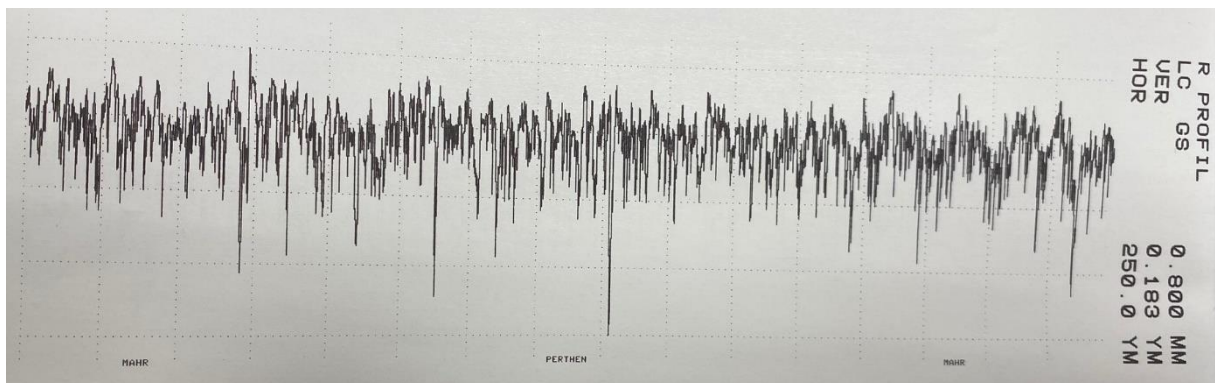


Slika 75 c. Hrapavost kontrolne skupine – grafički prikaz (uzorak 5).

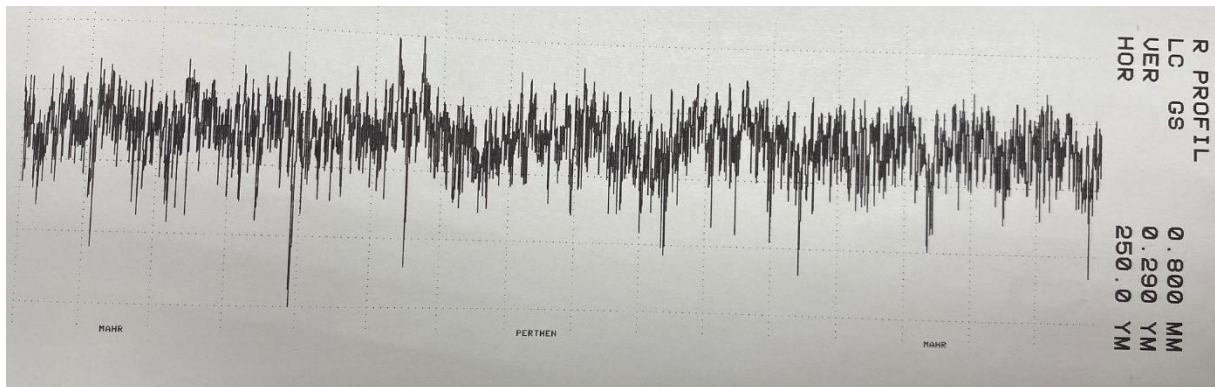
Grafički prikazi hrapavosti površine uzoraka tretiranih kiselinom prikazani su na slikama 76 a – 76 c.



Slika 76 a. Hrapavost skupine tretirane kiselinom – grafički prikaz (uzorak 1).

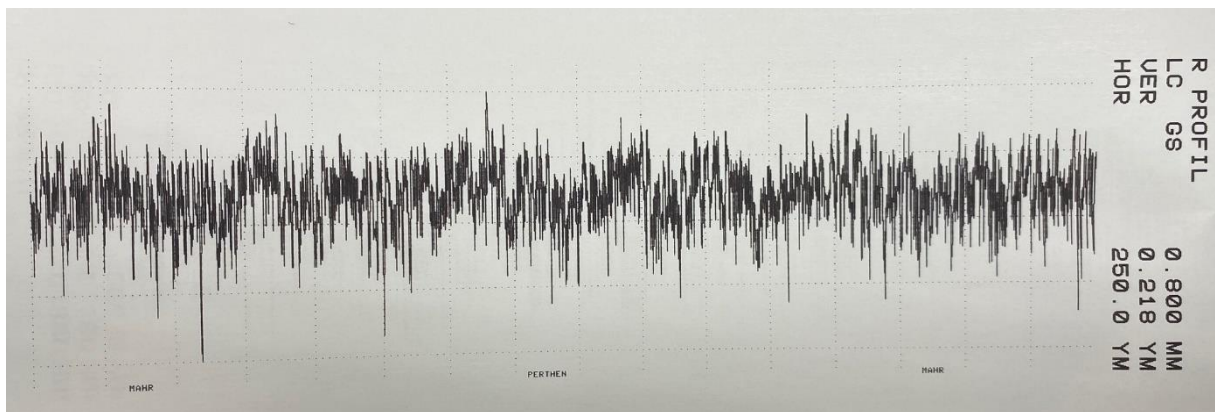


Slika 76 b. Hrapavost skupine tretirane kiselinom – grafički prikaz (uzorak 3).

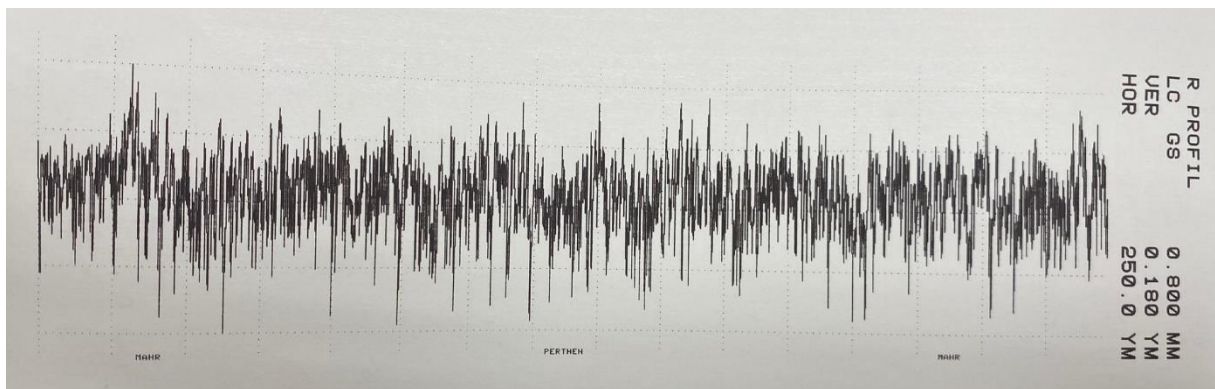


Slika 76 c. Hrapavost skupine tretirane kiselinom – grafički prikaz (uzorak 5).

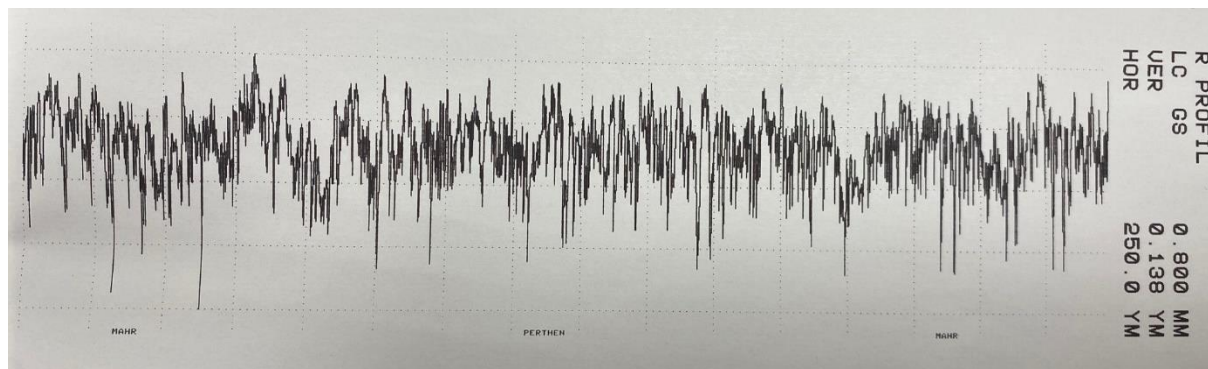
Grafički prikazi hrapavosti površine uzoraka tretiranih silanom prikazani su na slikama 77 a – 77 c.



Slika 77 a. Hrapavost skupine tretirane silanom – grafički prikaz (uzorak 1).

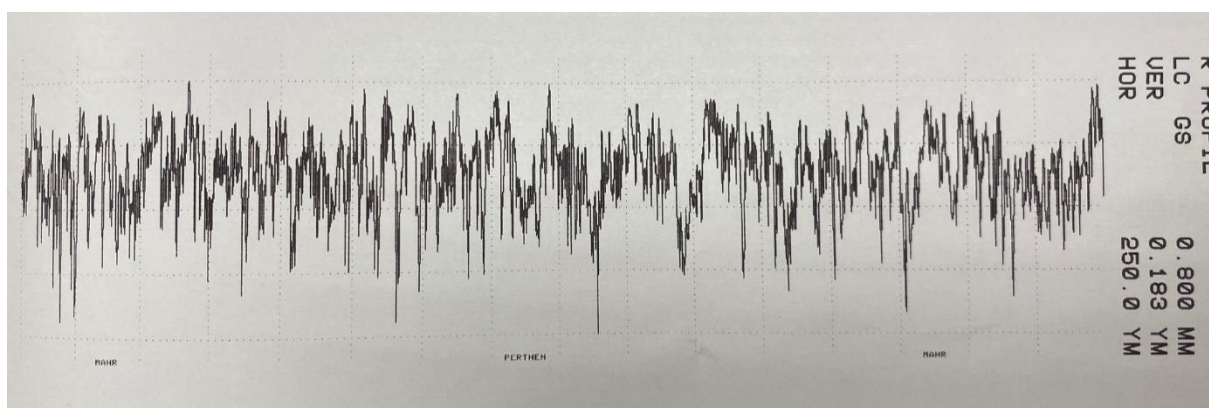


Slika 77 b. Hrapavost skupine tretirane silanom – grafički prikaz (uzorak 3).

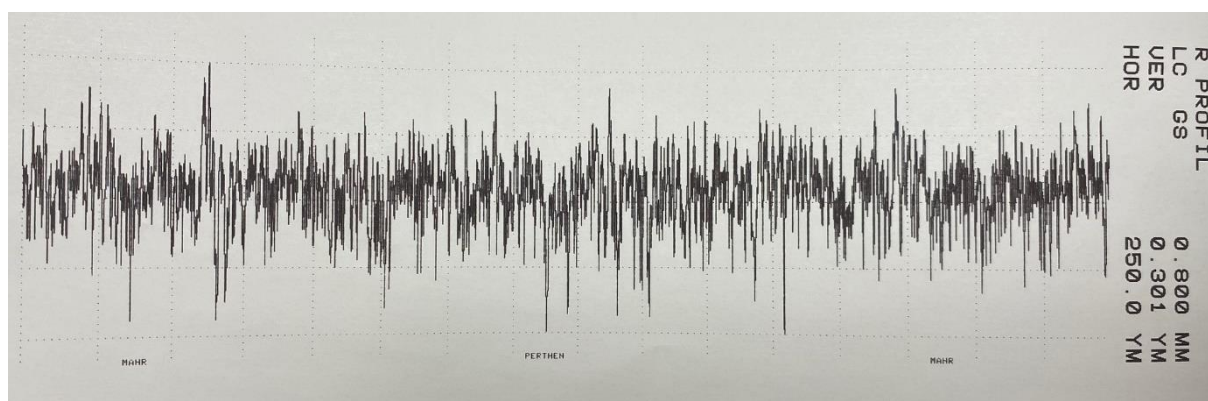


Slika 77 c. Hrapavost skupine tretirane silanom – grafički prikaz (uzorak 5).

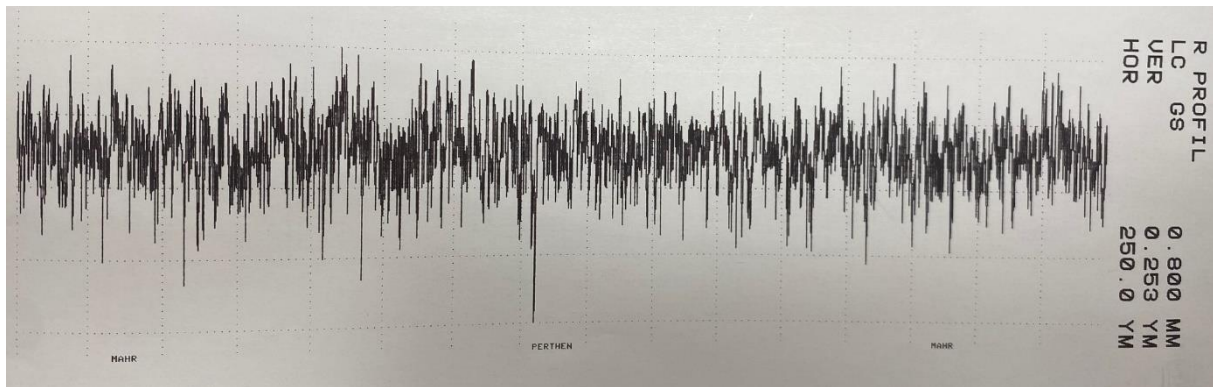
Grafički prikazi hrapavosti površine uzoraka tretiranih silanom prikazani su na slikama 78 a – 78 c.



Slika 78 a. Hrapavost površine tretirane kiselinom i silanom – grafički prikaz (uzorak 1).

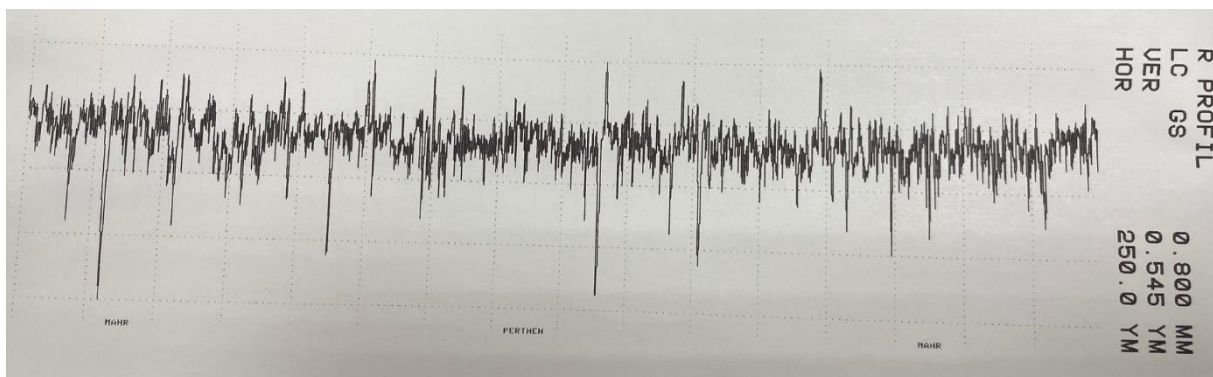


Slika 78 b. Hrapavost površine tretirane kiselinom i silanom – grafički prikaz (uzorak 3).

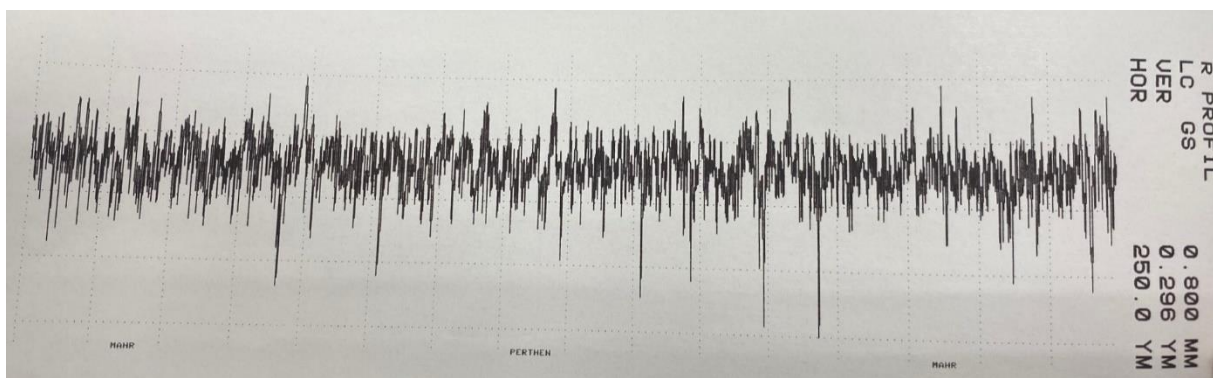


Slika 78 c. Hrapavost površine tretirane kiselinom i silanom – grafički prikaz (uzorak 5).

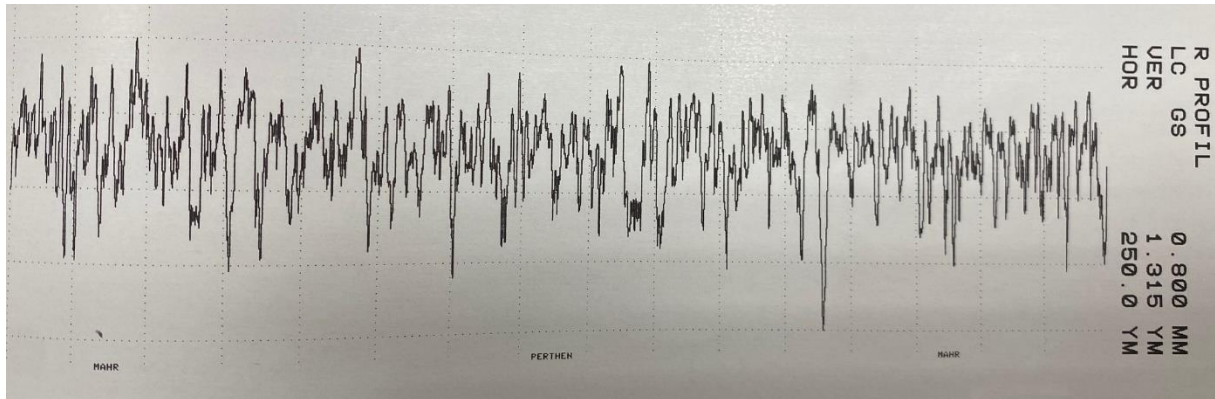
Grafički prikazi hrapavosti površine uzoraka tretiranih pjskarenjem prikazani su na slikama 79 a – 79 c.



Slika 79 a. Hrapavost površine tretirane pjskarenjem – grafički prikaz (uzorak 1).

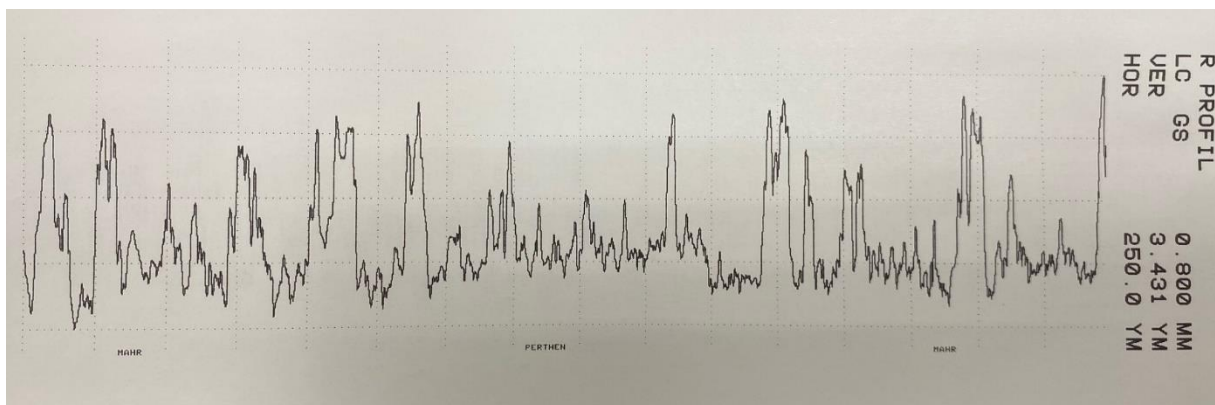


Slika 79 b. Hrapavost površine tretirane pjskarenjem – grafički prikaz (uzorak 3).

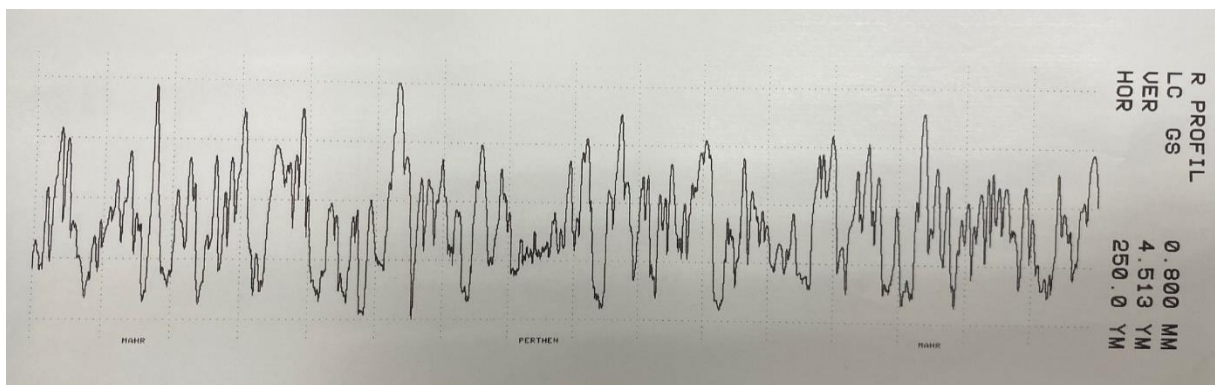


Slika 79 c. Hrapavost površine tretirane pjeskarenjem – grafički prikaz (uzorak 5).

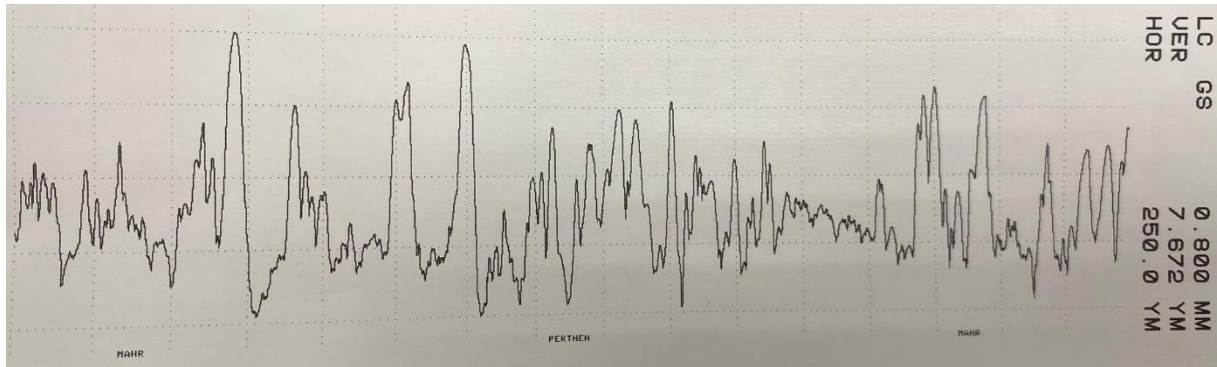
Grafički prikazi hrapavosti površine uzoraka tretiranih ER:YAG laserom prikazani su na slikama 80 a – 80 c.



Slika 80 a. Hrapavost površine tretirane Er:YAG laserom – grafički prikaz (uzorak 1).

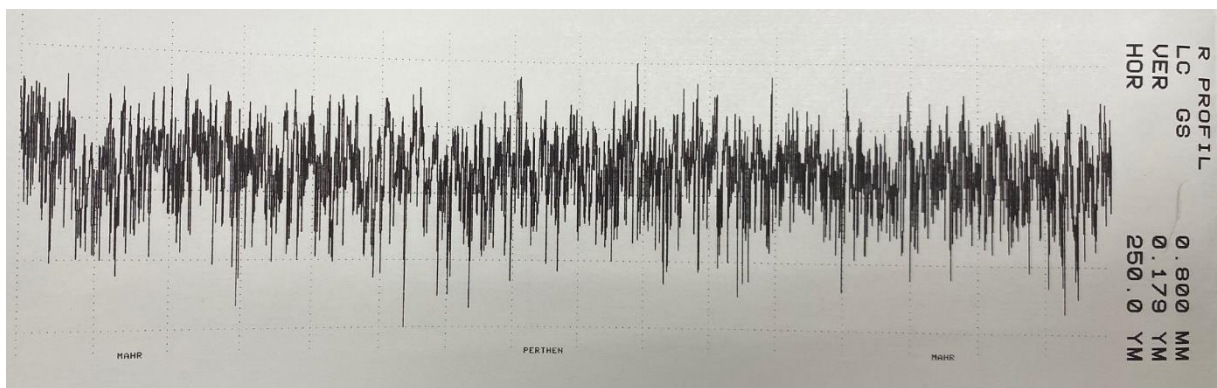


Slika 80 b. Hrapavost površine tretirane Er:YAG laserom – grafički prikaz (uzorak 3).

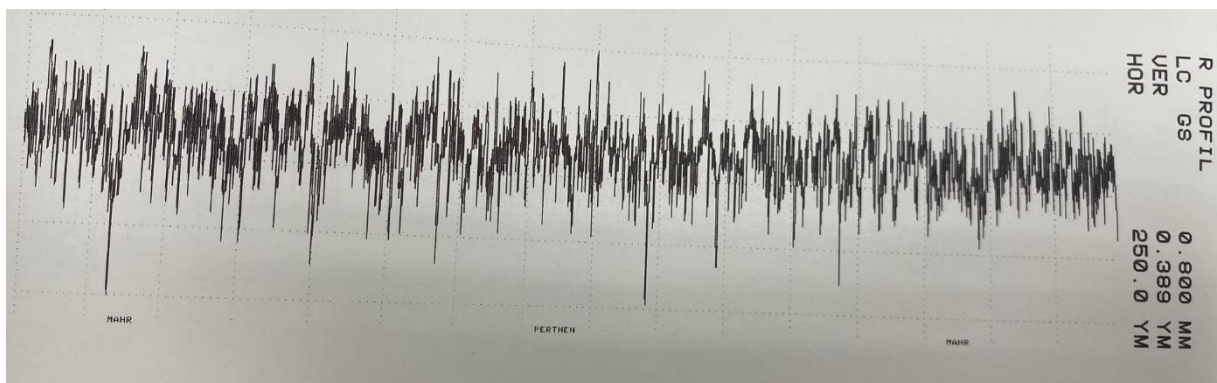


Slika 80 c. Hrapavost površine tretirane Er: YAG laserom – grafički prikaz (uzorak 5).

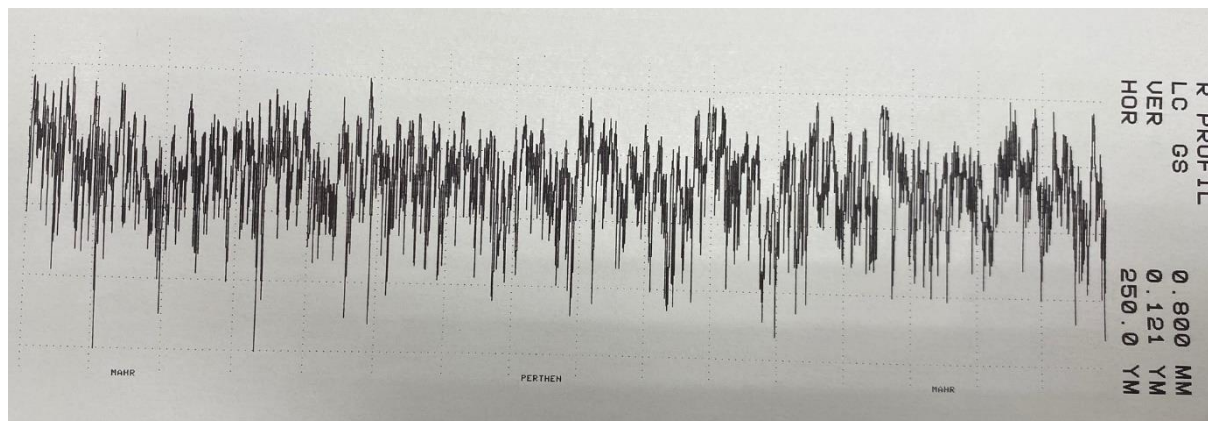
Grafički prikazi hrapavosti površine uzoraka tretiranih Nd: YAG laserom prikazani su na slikama 81 a – 81 c.



Slika 81 a. Hrapavost površine tretirane Nd: YAG laserom – grafički prikaz (uzorak 1).



Slika 81 b. Hrapavost površine tretirane Nd: YAG laserom – grafički prikaz (uzorak 3).



Slika 81 c. Hrapavost površine tretirane Nd:YAG laserom – grafički prikaz (uzorak 5).

Shapiro-Wilkov test pokazuje da za oba skupa podataka za hrapavost (Ra i Rz) distribucija podataka ne odstupa značajno od normalne distribucije (tablice 22 a i 22 b, $p > 0,05$). Leveneov test međutim pokazuje značajnu nehomogenost varijanci ($p = 0,0165$ za Ra i $p = 0,0173$ za Rz). Kako bi se ujednačile varijance, podaci su logaritmirani. Distribucija logaritmiranih podataka također ne odstupa od normalne razdiobe. Iz tablica je vidljivo da je varijabilnost standardnih devijacija za logaritmirane podatke manja. Leveneov test potvrdio je homogenost varijanci ($p = 0,08$ za Ra i $p = 0,27$ za Rz).

Tablica 22 a. Testiranje normalnosti podataka za hrapavost (Ra). (Shapiro-Wilkov test)

Materijal	Hrapavost (Ra)					Logaritmirani podaci				
	N	Sr.vr.	St.dev.	W**	p*	Hrapavost (Ra)				
						N	Sr.vr.	St.dev.	W**	p*
Kontrolna skupina	3	127.8	71.8	0.90	0.40	3	4.75	0.54	0.96	0.61
Kiselina	3	90.2	26.7	0.86	0.26	3	4.47	0.33	0.84	0.20
Silanizacija	3	75.2	13.9	0.80	0.10	3	4.31	0.20	0.79	0.09
Kiselina + silanizacija	3	106.8	22.8	0.94	0.54	3	4.66	0.21	0.96	0.63
Pjeskarenje + silanizacija	3	282.1	271.2	0.84	0.21	3	5.34	0.94	0.93	0.48
Nd:YAG + silanizacija	3	100.7	54.7	0.90	0.37	3	4.52	0.52	0.95	0.57
Er:YAG + silanizacija	3	2863.3	1194.5	1.00	0.92	3	7.89	0.46	0.97	0.69

*p – vrijednost za Shapiro-Wilkov test

**W – vrijednost statistike za Shapiro-Wilkov test

Tablica 22 b. Testiranje normalnosti podataka za hrapavost (Rz). (Shapiro-Wilkov test)

Materijal	Hrapavost (Rz)					Logaritmirani podaci				
	Hrapavost (Rz)					Hrapavost (Rz)				
	N	Sr.vr.	St.dev.	W**	p*	N	Sr.vr.	St.dev.	W**	p*
Kontrolna skupina	3	1095.4	701.1	0.88	0.32	3	6.87	0.61	0.94	0.54
Kiselina	3	763.1	223.4	0.78	0.07	3	6.60	0.33	0.77	0.06
Silanizacija	3	592.7	114.1	0.87	0.29	3	6.37	0.20	0.85	0.24
Kiselina + silanizacija	3	879.3	269.1	0.95	0.56	3	6.75	0.30	0.98	0.70
Pjeskarenje + silanizacija	3	2382.7	1557.8	0.93	0.48	3	7.63	0.65	0.99	0.78
Nd:YAG + silanizacija	3	887.9	583.6	0.86	0.27	3	6.65	0.62	0.92	0.47
Er:YAG + silanizacija	3	15592.2	5958.0	1.00	0.95	3	9.60	0.40	0.99	0.84

*p - vrijednost za Shapiro-Wilkov test

**W - vrijednost statistike za Shapiro-Wilkov test

Deskriptivna statistika za hrapavost prikazana je u tablicama 23 a (Ra) i 23 b (Rz) i na slikama 82 a, 82 aa, 82 b i 82 bb. Prikaz na slikama 82 a i 82 b isti je kao i na slikama 82 aa i 82 bb, jedino što se na slikama 82 aa i 82 bb radi preglednosti koristi logaritamska skala.

Tablica 23 a. Usporedba hrapavosti (Ra) za različite materijale.

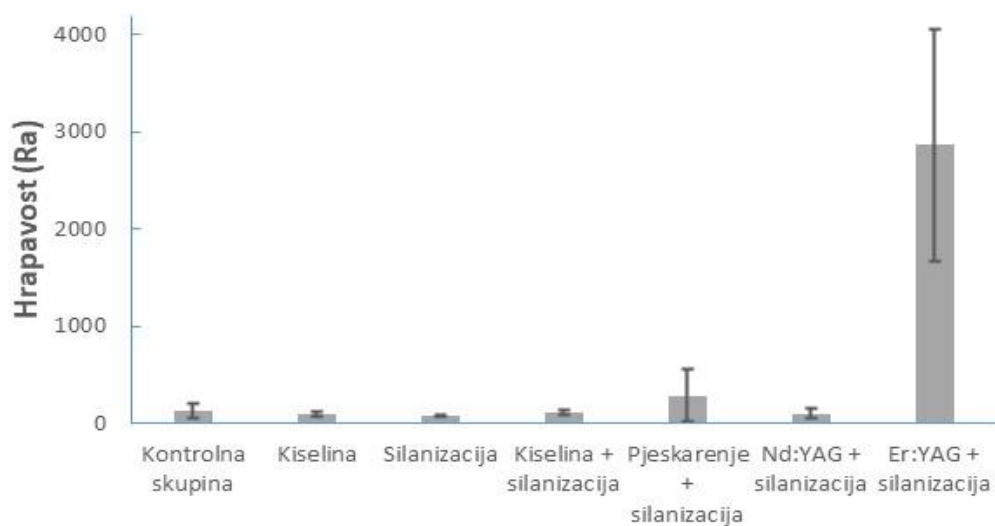
Materijal	Hrapavost (Ra)							ANOVA p
	Sr.vr.	St.dev.	Med.	Q ₁	Q ₃	Min.	Maks.	
Kontrolna skupina	127.8	71.8	102.0	72.5	209.0	72.5	209.0 ^a	< 0.0001
Kiselina	90.2	26.7	101.8	59.7	109.2	59.7	109.2 ^a	
Silanizacija	75.2	13.9	82.5	59.2	84.0	59.2	84.0 ^a	
Kiselina + silanizacija	106.8	22.8	100.5	87.8	132.2	87.8	132.2 ^a	
Pjeskarenje + silanizacija	282.1	271.2	155.5	97.3	593.5	97.3	593.5 ^a	
Nd:YAG + silanizacija	100.7	54.7	80.3	59.2	162.7	59.2	162.7 ^a	
Er:YAG + silanizacija	2863.3	1194.5	2923.3	1640.0	4026.7	1640.0	4026.7	

post-hoc test, isto slovo označava materijale koji se međusobno značajno ne razlikuju

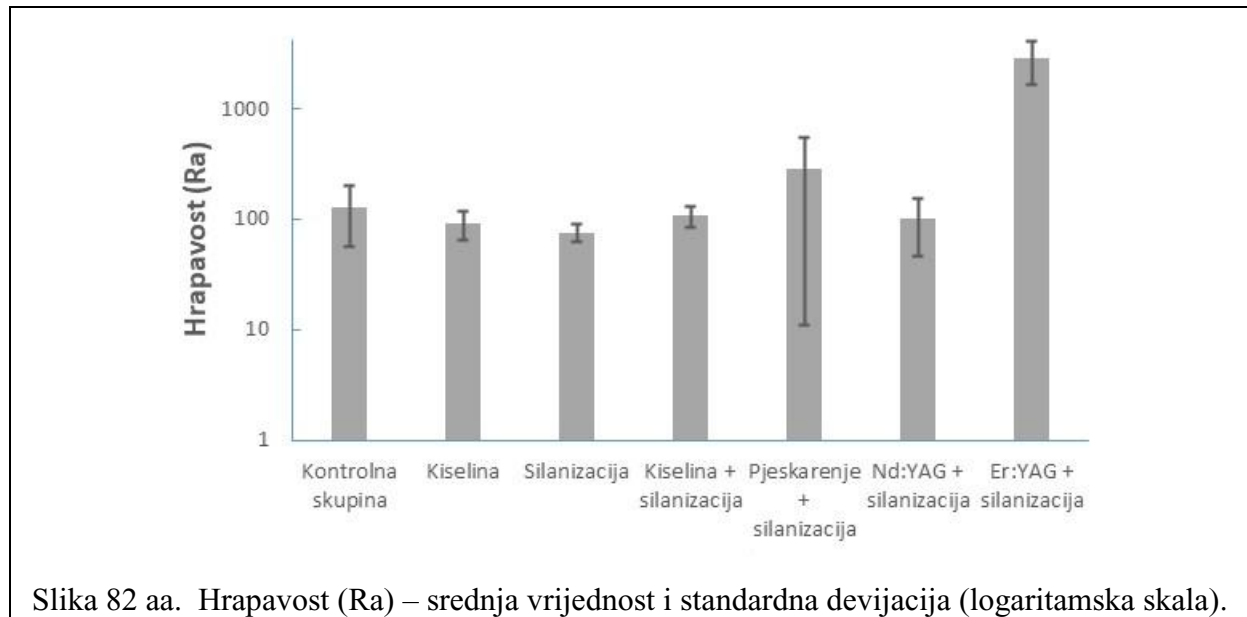
Tablica 23 b. Usporedba hrapavosti (Rz) za različite materijale.

Materijal	Hrapavost (Rz)							ANOVA p
	Sr.vr.	St.dev.	Med.	Q ₁	Q ₃	Min.	Maks.	
Kontrolna skupina	1095.4	701.1	813.2	579.5	1893.7	579.5	1893.7 ^a	< 0.0001
Kiselina	763.1	223.4	883.5	505.3	900.5	505.3	900.5 ^a	
Silanizacija	592.7	114.1	640.7	462.5	675.0	462.5	675.0 ^a	
Kiselina + silanizacija	879.3	269.1	809.0	652.3	1176.5	652.3	1176.5 ^a	
Pjeskarenje + silanizacija	2382.7	1557.8	1897.2	1125.5	4125.5	1125.5	4125.5 ^a	
Nd:YAG + silanizacija	887.9	583.6	637.3	471.5	1555.0	471.5	1555.0 ^a	
Er:YAG + silanizacija	15592.2	5958.0	15405.0	9730.0	21641.7	9730.0	21641.7	

post-hoc test, isto slovo označava materijale koji se međusobno značajno ne razlikuju

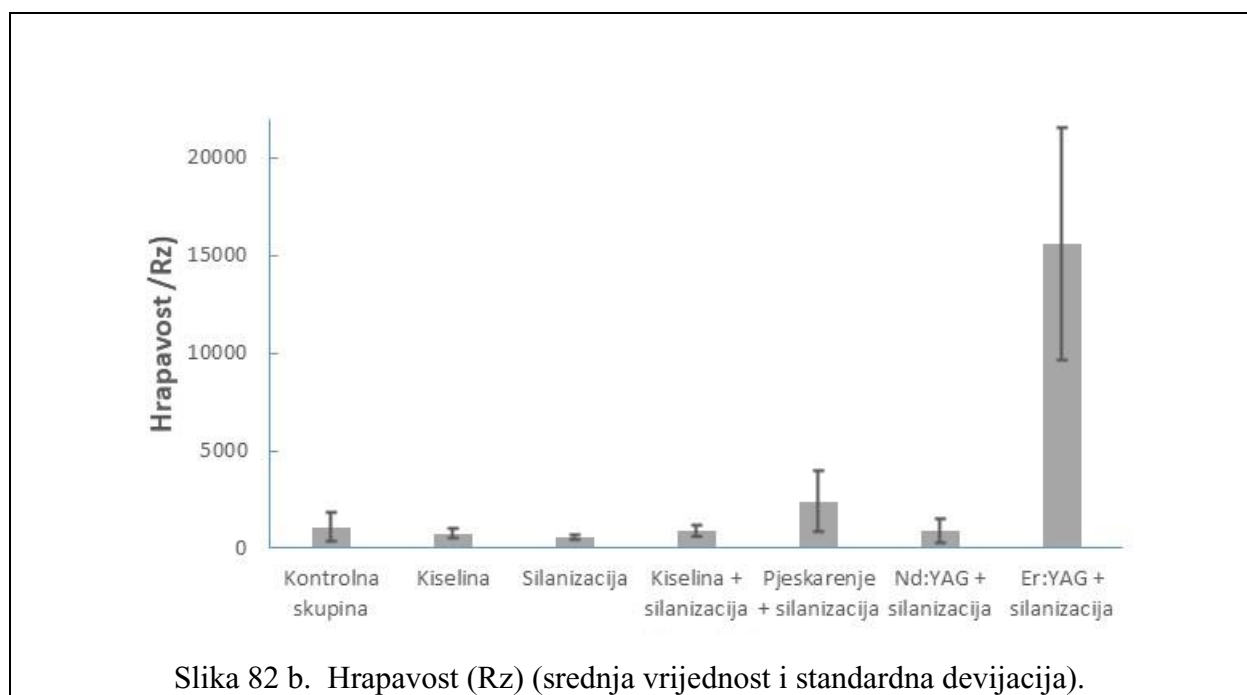


Slika 82 a. Hrapavost (Ra) – srednja vrijednost i standardna devijacija.

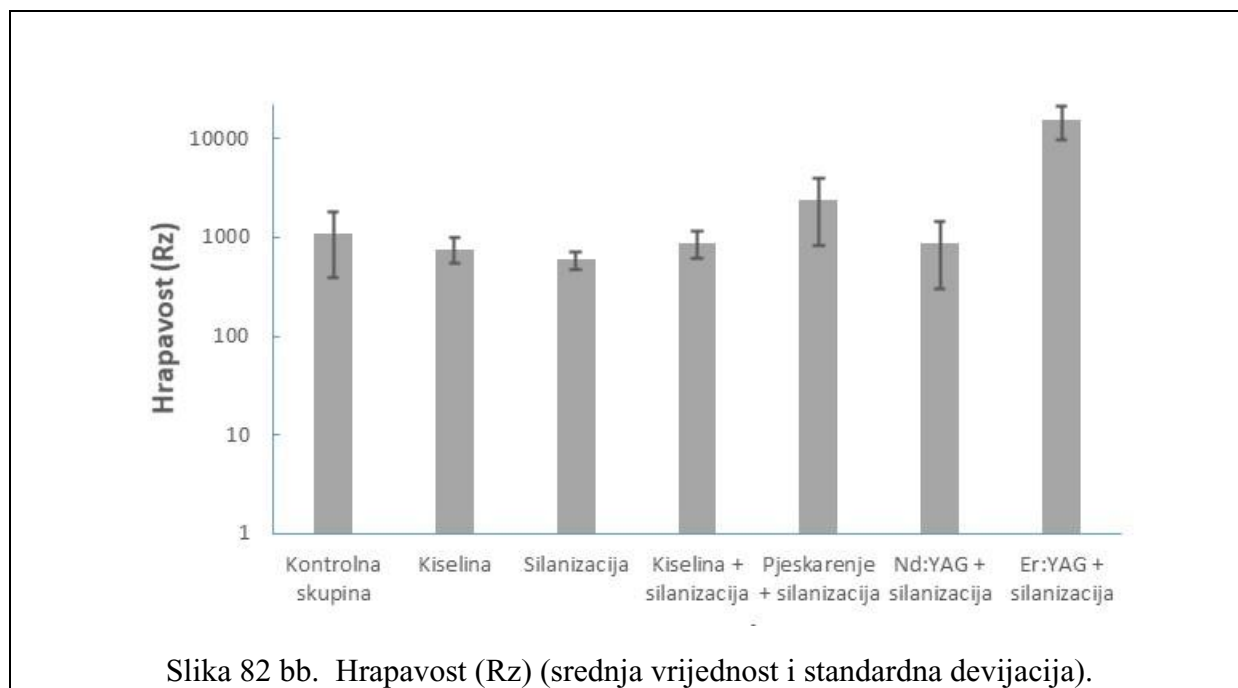


Slika 82 aa. Hrapavost (Ra) – srednja vrijednost i standardna devijacija (logaritamska skala).

ANOVA test pokazuje da postoji razlika u hrapavosti za različite ispitivane uzorke, kako za Ra tako i za Rz ($p < 0,0001$). Tukeyjev *post-hoc* test kojim su međusobno uspoređivani pokazao je da je hrapavost za Er:YAG + silanizacija veća nego hrapavost ostalih šest uzoraka (i Ra i Rz) kod kojih nije uočena razlika u hrapavosti.



Slika 82 b. Hrapavost (Rz) (srednja vrijednost i standardna devijacija).

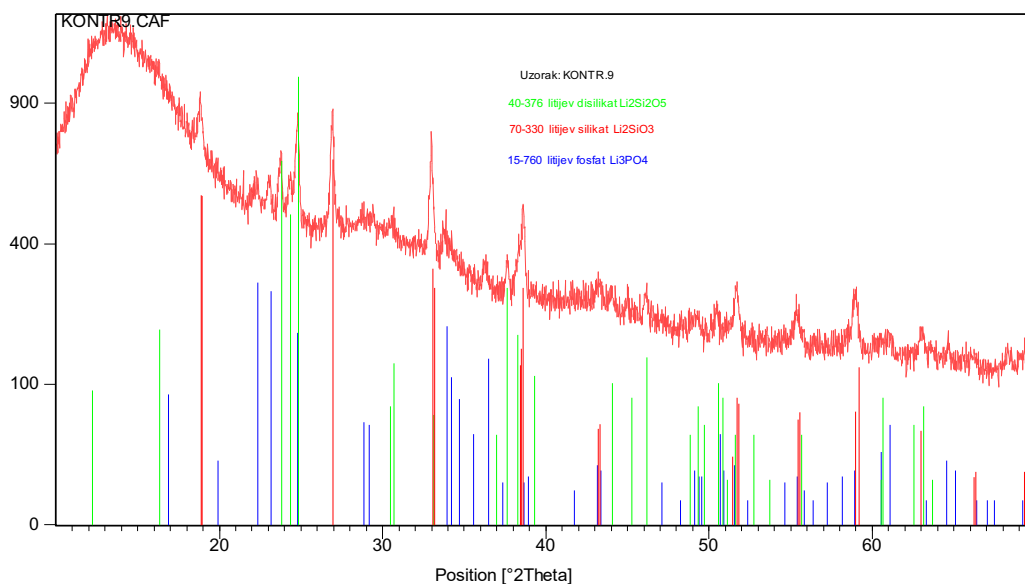


U analizi vezne čvrstoće podaci slijede normalnu distribuciju i varijance su homogene te se mogao primijeniti ANOVA test. Kruskal-Wallisov neparametarski test također pokazuje da postoji razlika između sedam grupa ($p = 0,0047$), ali su pokazane samo dvije razlike između materijala: silanizacija vs. kontrolna skupina i Nd:YAG + silanizacija vs. kontrolna skupina. Drugi neparametarski test, medijan test, ne pokazuje razliku između grupa ($p = 0,085$). Ako uspoređujemo sedam grupa pomoću Kruskal-Wallisova testa, razlika između grupa i dalje je značajna, ali se razlikuju samo dva uzorka: Er: YAG + silanizacija i kontrolna skupina.

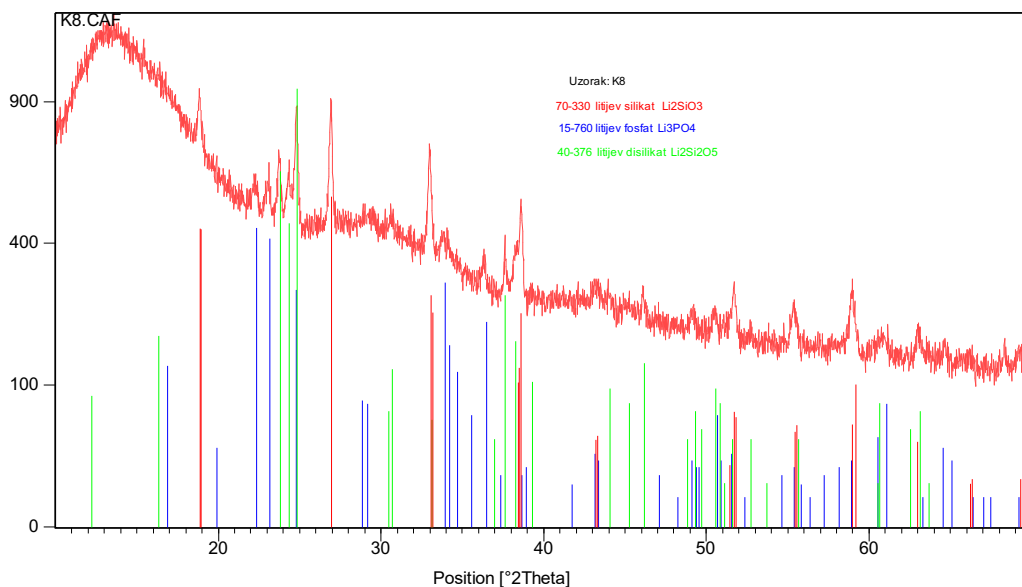
U analizi hrapavosti podaci također slijede normalnu distribuciju, ali varijance nisu homogene. Standardni pristup bio bi primjena ANOVA testa s Welchovom korekcijom. Međutim, ovaj test ne pokazuje razliku između grupa ($p = 0,15$). Zato je primijenjena logaritamska transformacija podataka. To se obično radi kada je narušena pretpostavka o normalnoj distribuciji, ali u ovom slučaju logaritmiranje je uspješno ujednačilo varijance (standardne devijacije). Primjena Kruskal-Wallisova testa ne bi pokazala razliku između grupa za Ra ($p = 0,081$), dok bi razlika između grupa bila potvrđena za Rz ($p = 0,048$), ali *post-hoc* test ne pokazuje koje se grupe razlikuju (sve su međusobne usporedbe nesigifikantne).

Mineralni sastav dobivenih uzoraka određen je rendgenskom difrakcijskom analizom (XRD analiza) pomoću difraktometra Shimadzu XRD-6000 s Cu K_{α} (1.5406 Å), zračenjem pri

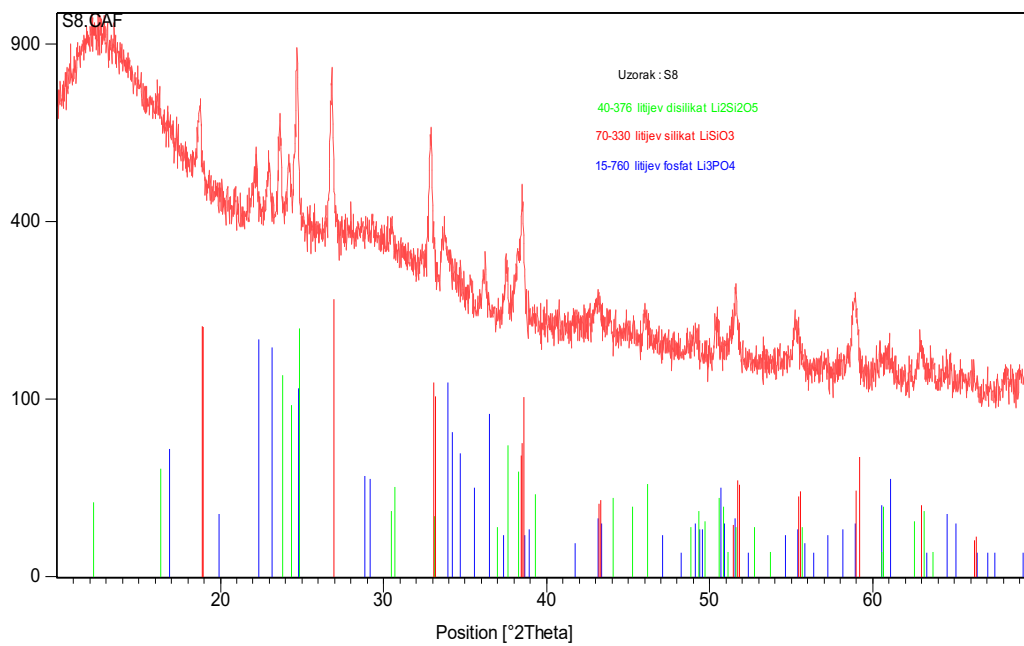
naponu u rendgenskoj cijevi od 40 kV i jakosti struje 30 mA, u mjernom području kutova 2 theta od $10^\circ - 70^\circ$, s korakom snimanja od $0,02^\circ$ i vremenom zadržavanja po koraku od 0,6 s (Slike 83 a – 83 g.).



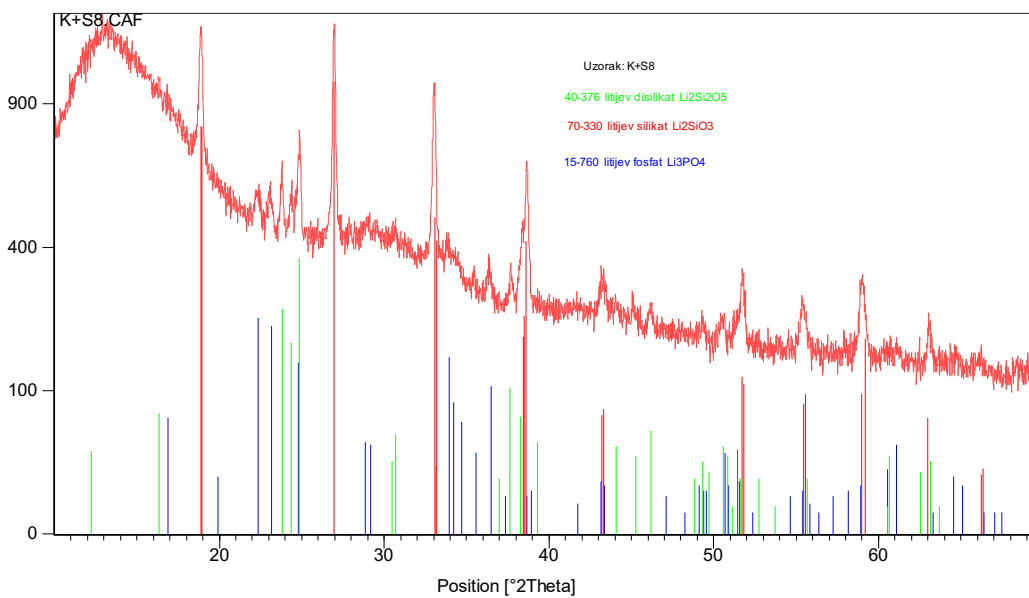
Slika 83 a. Grafički prikaz XRD analize kontrolne skupine.



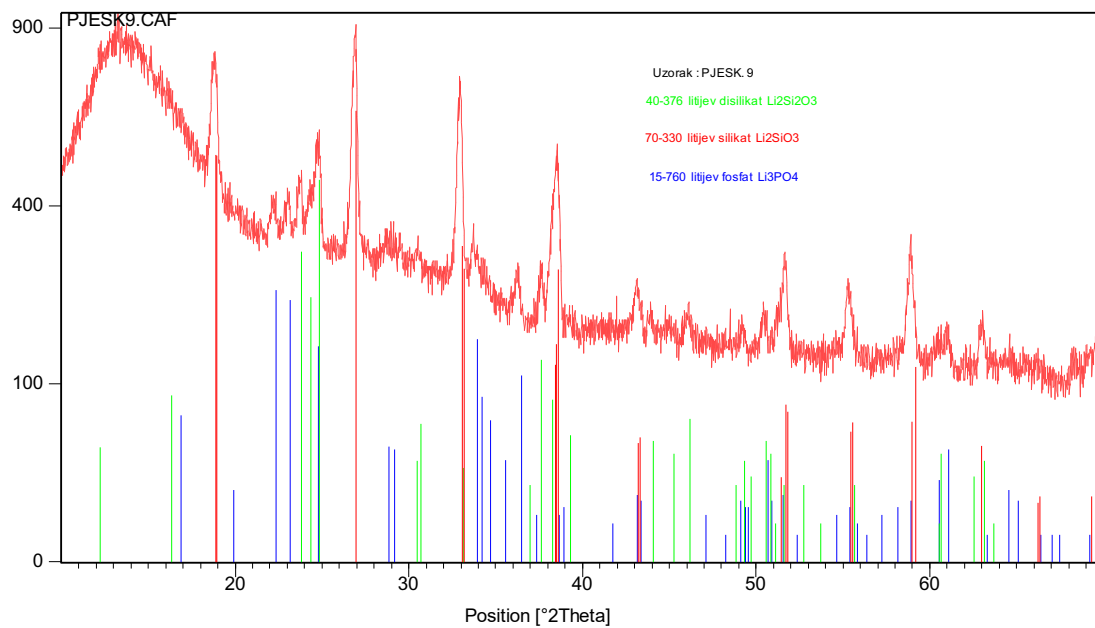
Slika 83 b. Grafički prikaz XRD analize skupine tretirane kiselinom.



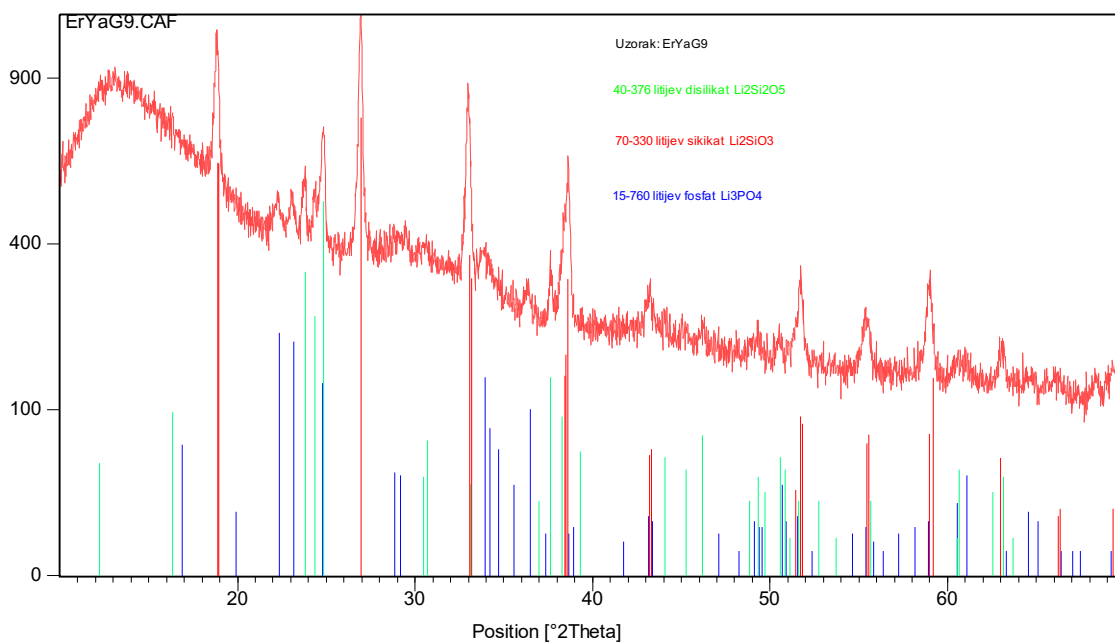
Slika 83 c. Grafički prikaz XRD analize skupine tretirane silanom.



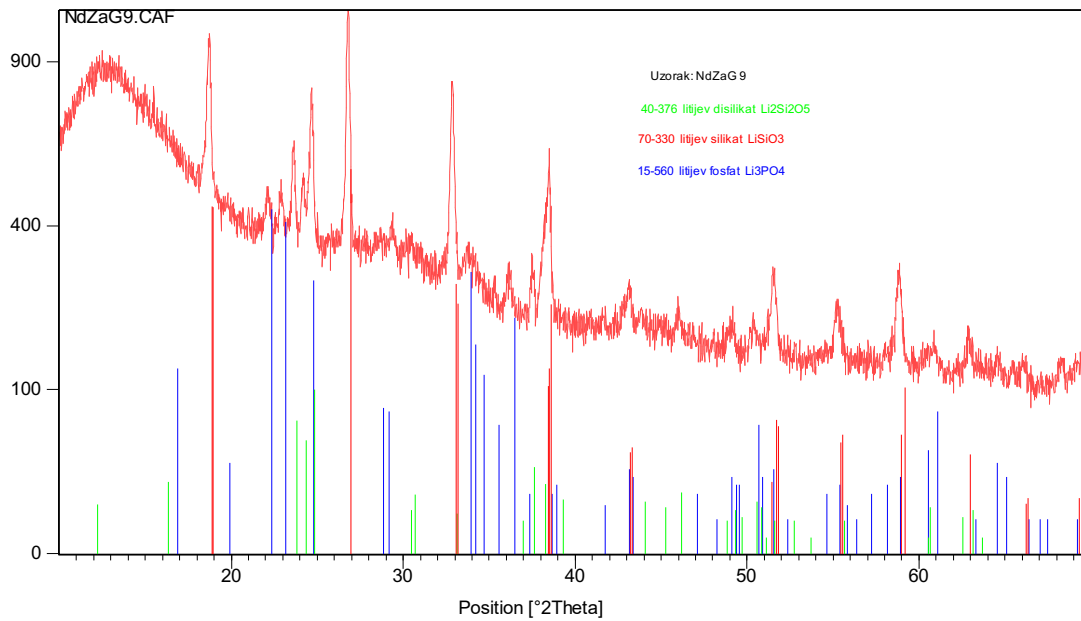
Slika 83 d. Grafički prikaz XRD analize skupine tretirane kiselinom i silanom.



Slika 83 e. Grafički prikaz XRD analize skupine tretirane pjeskarenjem.

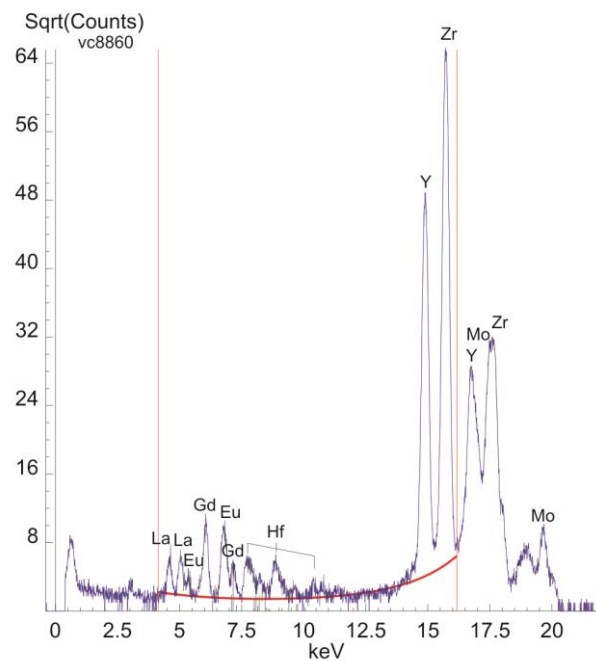


Slika 83 f. Grafički prikaz XRD analize skupine tretirane Er: YAG laserom.



Slika 83 g. Grafički prikaz XRD analize skupine tretirane Nd:YAG laserom.

Cilj EDXRF analize bio je ustanoviti da li se elementarni sastav uzorka, odnosno broj impulsa za Zr-K α karakteristično zračenje, mijenja s obzirom na predtretman uzorka. Tipičan spektar prikazan je na slici 84.

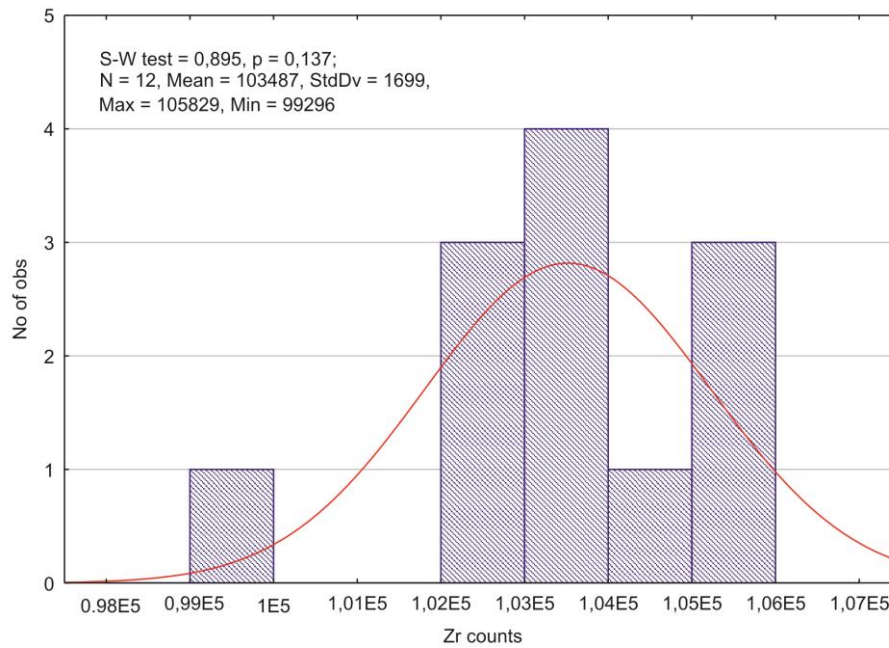


Slika 84. Tipičan spektar analizirane dentalne keramike dobiven EDXRF analizom.

Tablica 22. Rezultati EDXRF analize.

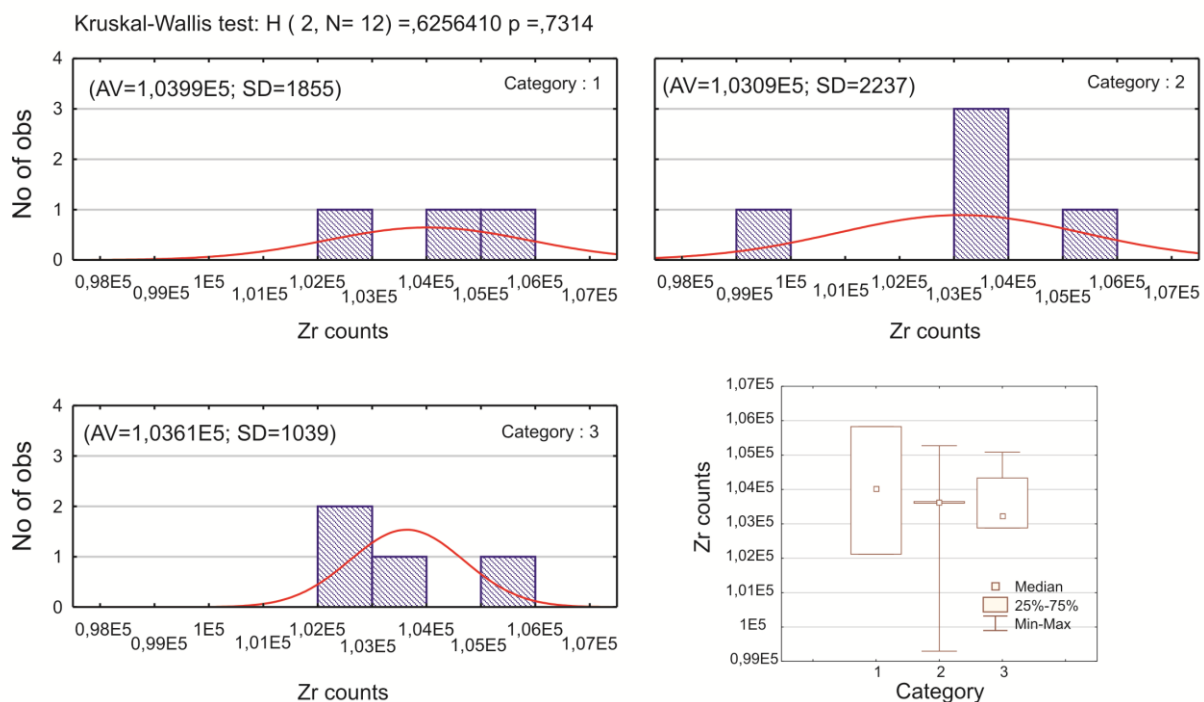
ID spektra	Opis uzorka	Zr-Kα br. impulsa	Kategorija
VC8860	kiselina	103649	2
VC8861	silan	99296	2
VC8862	kiselina + silan	103601	2
VC8863	pjeskarenje	103620	2
VC8864	Er:YAG laser	103579	3
VC8865	Nd:YAG laser	102879	3
VC8866	Er:YAG 10 laser	105084	3
VC8867	Nd:YAG 10 laser	102882	3
VC8868	kiselina + silan	105275	2
VC8869	kontrola	105829	1
VC8870	kontrola	102120	1
VC8872	kontrola	104027	1

Shapiro-Wilkovim testom (Slika 85.) utvrđeno je da mjerenja pripadaju normalnoj distribuciji ($p > 0,05$), odnosno nijedan od primijenjenih načina obrade površine ne mijenja statistički značajno broj impulsa za Zr-K α u analiziranom uzorku.



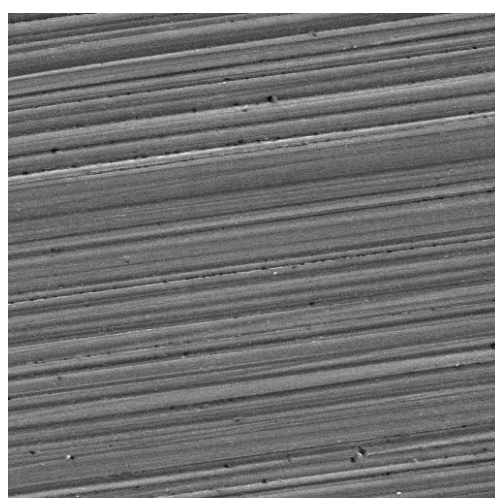
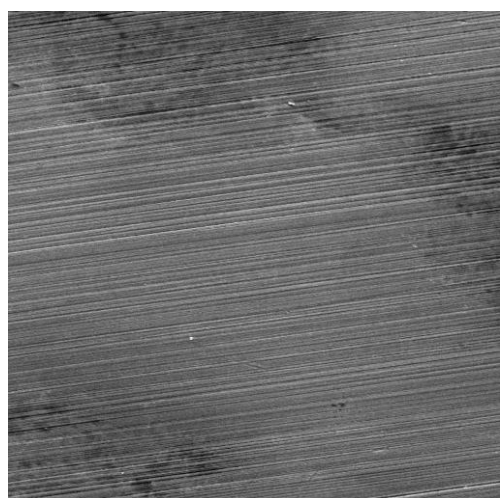
Slika 85. Rezultati Shapiro-Wilkova testa i deskriptivna statistika.

Kruskal-Wallisov test (Slika 86.) napravljen je s obzirom na vrstu načina obrade površine koji su podijeljeni u kategorije. Utvrđeno je da se medijani između tri kategorije statistički značajno ne razlikuju ($p > 0,05$). Kategorija 1 označava kontrolnu skupinu, kategorija 2 konvencionalne metode obrade površine, a kategorija 3 površine uzorka obrađene laserom.

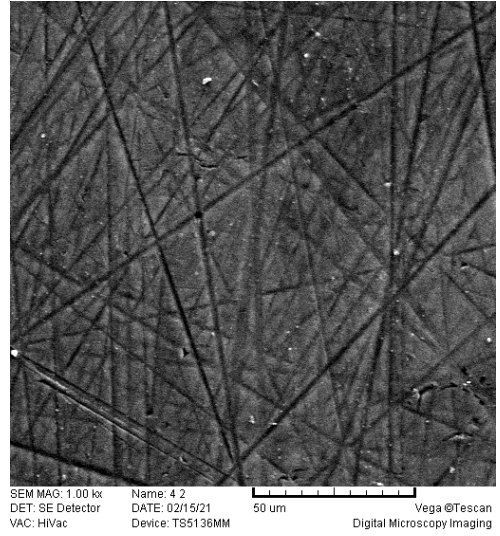
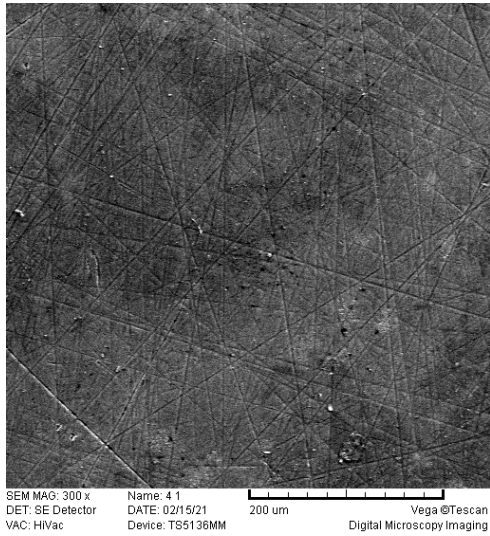


Slika 86. Rezultati Kruskal-Wallisova testa i Box-Plot dijagram prema kategorijama.

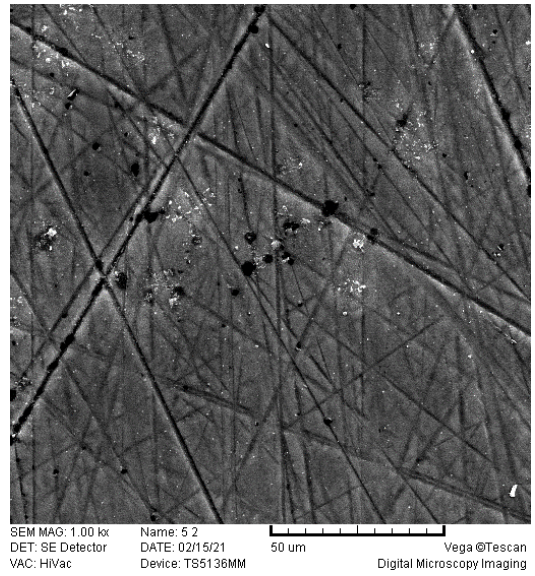
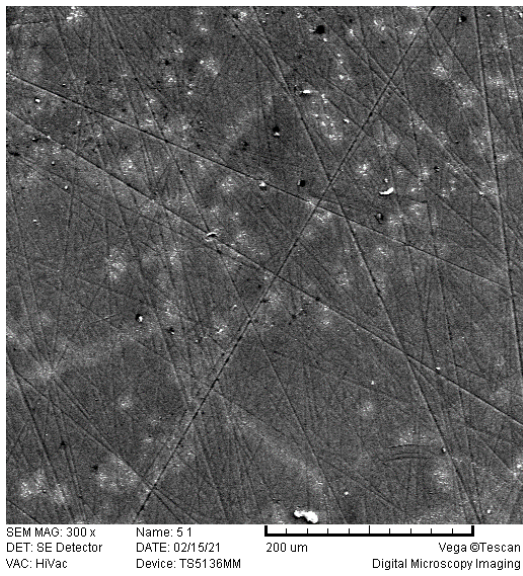
Topografska arhitektura nakon tretiranja površine različitim načinima obrade na povećanjima od 300 i 1000 x pregledana je SEM analizom (Slike 87 a – 87 g.).



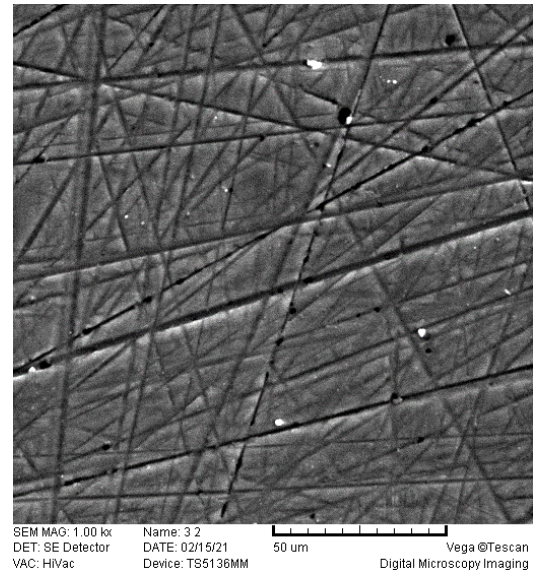
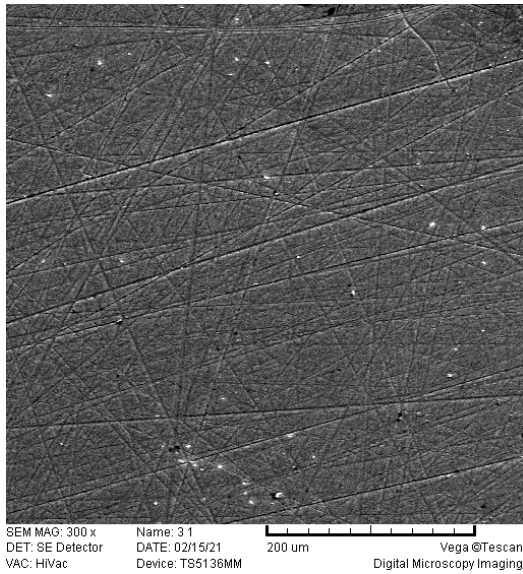
Slika 87 a. Topografija površine kontrolne skupine.



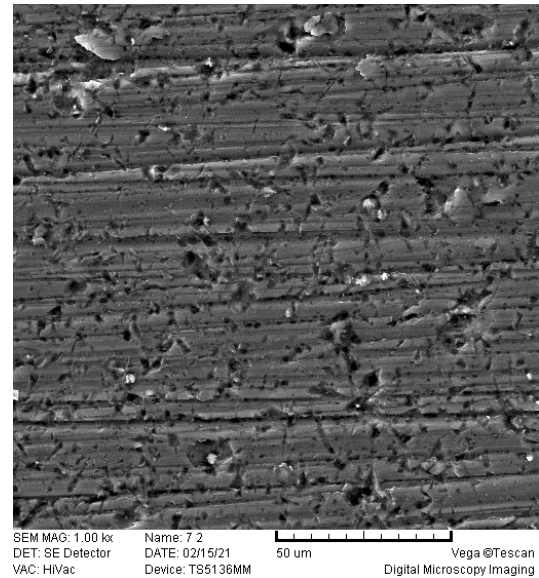
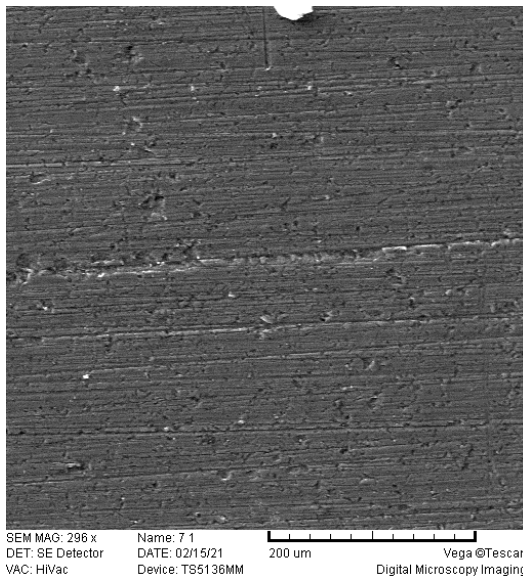
Slika 87 b. Topografija površine skupine tretirane fluorovodičnom kiselinom.



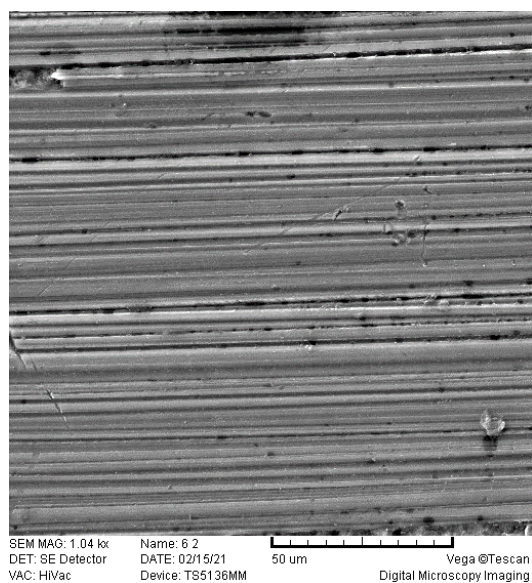
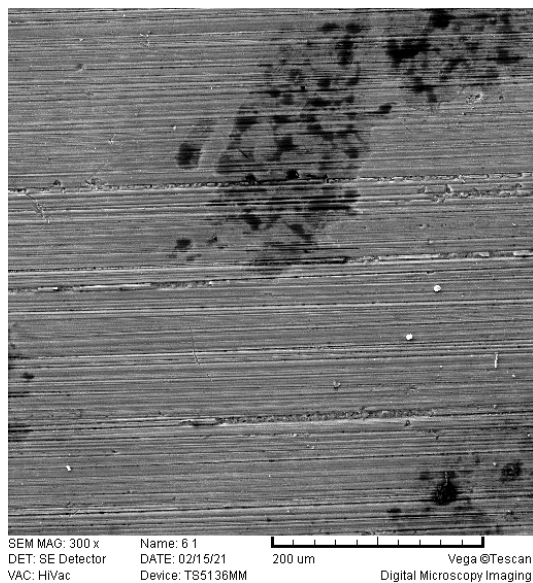
Slika 87 c. Topografija površine skupine tretirane silanom.



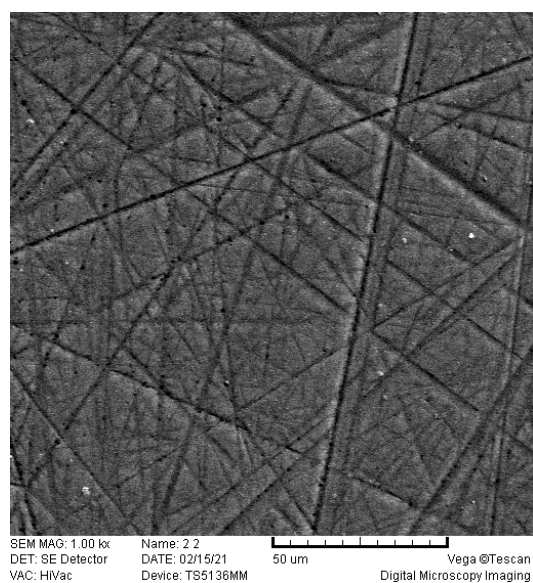
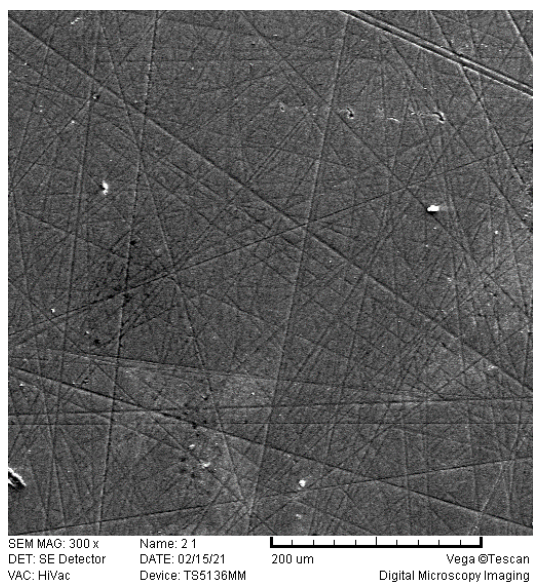
Slika 87 d. Topografija površine skupine tretirane fluorovodičnom kiselinom i silanom.



Slika 87 e. Topografija površine skupine tretirane pjeskarenjem.



Slika 87 f. Topografija površine skupine tretirane Er:YAG laserom.



Slika 87 g. Topografija površine skupine tretirane Nd:YAG laserom.

5. RASPRAVA

Zbog tehnoloških inovacija kojima svjedočimo u posljednjem desetljeću, dentalne keramike postaju materijal izbora u fiksno protetskoj terapiji. Kao posljedica sve većih estetskih zahtjeva i potreba pacijenata za izvrsnosti, pojavljuju se keramike koje ne karakterizira samo mogućnost postizanja izvrsne estetike, nego i biomehanička svojstva koja omogućuju ispunjavanje očekivanja, kako u estetici tako i u funkciji stomatognatog sustava.

Na dentalnom tržištu nalaze se različiti keramički materijali: glinične keramike, leucitima ojačane staklokeramike, litij-disilikatne staklokeramike, litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonij-oksidom i polimerima infiltrirane keramike (132). Zahvaljujući izvrsnim estetskim karakteristikama i dobrim mehaničkim svojstvima (4), otpornosti na trošenje (6), biokompatibilnosti (19) i maloj termičkoj provodljivosti (4), staklokeramika je postala vrlo često korišten gradivni materijal u fiksnoj protetici. Zbog veće čvrstoće, a istovremeno i mogućnosti postizanja izvrsne estetike, litij-disilikatne staklokeramike u znatno su većoj upotrebi u odnosu na leucitne. Riječ je o različitim i strukturalno gustim materijalima s manjom mogućnošću prisustva internih grešaka u strukturi, što je posebno karakteristika onih koje se strojno obrađuju.

Unatoč kontinuiranom razvoju i tehnološkim inovacijama, na tržištu još uvijek nema idealnog gradivnog materijala, tako da je važno spomenuti nedostatke i komplikacije u terapiji ovim materijalima, koje nastaju zbog loma nadomjeska, popuštanja cementa, preosjetljivosti ili karijesa uporišnog zuba. Kako bi se osigurala trajnost i povoljna biomehanika takvog keramičkog rada, njegova se površina mora tretirati kemijskim agensima prije nego li bude cementiran na zub nosač fiksno protetskog rada. Razvojem tehnologije postavlja se pitanje upotrebe alternativnih sustava koji mogu utjecati na obradu i hrapavost površine keramike, djelujući na veznu čvrstoću keramike s dentalnim cementom. Jedan je od takvih alternativnih sustava i dentalni laser koji nailazi na sve veću primjenu u dentalnoj medicini, čime i ovo područje istraživanja dolazi u fokus znanstvenika.

Mada se laser već duže koristi u industrijske svrhe, priprema površine protetskog rada laserom novijeg je vijeka. Riječ je o postupku kojim se može mijenjati mikrostruktura površina mnogih materijala i koji je moguće jednostavno kontrolirati (133, 134).

Dosadašnja istraživanja pokazala su da pojedine vrste lasera prilagođene na određene parametre mogu utjecati na površinsku hrapavost i karakteristike materijala i time izravno utjecati na veznu čvrstoću keramičkog sustava. Energija koju laser oslobađa može imati koristan utjecaj

na površinsku hrapavost, stvarajući mikropukotine, čime se stvara dodatna retencijska površina i poboljšava vezna čvrstoća. Međutim, laserom stvorena energija može i smanjiti kvalitetu veze, rastaliti površinu keramike i sukladno novonastaloj glatkoj površini keramičkog materijala smanji veznu čvrstoću, što su 2012. godine Ural i Kalyoncuoglu u svom istraživačkom radu i dokazali, tretirajući površinu cirkonij-oksidge keramike CO₂ laserom. Uočili su da povećanje izlazne snage lasera dovodi do smanjenja potencijala vezne čvrstoće zbog stvaranja rastaljenih područja na površini keramike (135).

Sličan rezultat dobio je i Hoosmand 2015. godine koristeći Nd:YAG laser, dok su Akin i sur. svojom studijom pokazali da Er:YAG laser povoljno utječe na veznu čvrstoću stvarajući mikropukotine i dodatne retencijske površine (136). Iz navedenog se može zaključiti da su djelovanje lasera i njihov utjecaj na veznu čvrstoću prilikom obrade površine dentalne keramike vrlo nepredvidivi. Mnoštvo varijabli u sustavu dentalnih keramika i velik broj parametarskih kombinacija lasera i duljine laserskog tretiranja površine daju istraživačku širinu i brojne mogućnosti za nova zapažanja i inovativnost dobivenih rezultata pojedinog istraživanja.

Standardizacijom parametara za pojedine lasere i pojedine vrste dentalnih keramika te varijabli odgovornih za veznu čvrstoću, doći će do boljeg razumijevanja načina svezivanja i procesa koji tome pridonose ili dovode do kolapsa sveze, što je posebno važno za klinički rad i osiguravanje kvalitete i dugotrajnosti protetske terapije.

Svrha ovog istraživanja bila je ispitati veznu čvrstoću samoadherirajućeg kompozitnog cementa (RelyX U200 Automix, 3M, ESPE, Neuss, Njemačka) na površinu staklokeramike ojačane cirkonijevim oksidom (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Njemačka) nakon različitih načina obrade površine keramike te ispitati utjecaj laserskog zračenja (Er:YAG, Nd:YAG) na površinu (kvalitativna mikromorfološka analiza površine keramičkih uzoraka upotrebom SEM-a, EDXRF-a te rendgenska difrakcijska analiza, XRD), površinsku hrapavost (profilometrija) te smičnu čvrstoću uzoraka s analizom loma i usporediti rezultate s konvencionalnim protokolima pripreme površine (pjeskarenje, jetkanje fluorovodičnom kiselinom, silanizacija). Izradilo se 70 uzoraka podijeljenih u sedam grupa s različitim načinom tretiranja površine (1. jetkanje 9,5-postotnom fluorovodičnom kiselinom, 2. silanizacija, 3. jetkanje 9,5-postotnom fluorovodičnom kiselinom i silanizacija, 4. pjeskarenje i silanizacija, 5. zračenje Nd:YAG laserom i silanizacija 6. zračenje Er:YAG laserom i silanizacija te grupa 7. koja je bila kontrolna bez tretiranja površine).

Od uvođenja postupka kontrolirane kristalizacije stakla i izuma staklokeramike, od prvog Nycor stakla preko leucitne (IPS Empress) i keramike s kristalima tinjca (Dicor keramike) te potom litij-disilikatne (IPS Empress 2 i e-max keramike) i konačno hibridne, litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonijevim dioksidom, prošao je vremenski relativno kratak, ali spoznajama širok put. Leucitne staklokeramike koristile su se za izradu pojedinačnih krunica u prednjem (tehnika slojevanja) ili stražnjem (tehnika bojenja) segmentu zubnog niza te *onlaya*, *inlaya* te *overlaya*. Vrlo je brzo uočeno da takvo suženo indikacijsko područje koje je karakteriziralo obje prve generacije staklokeramike nije isplativo te se pokušalo različitim načinima ojačati staklokeramiku kako bi se mogla koristiti i za veće konstrukcije. Mijenjala se kristalna struktura, količina, raspored i veličina kristala, uvedene su sekundarne faze do konačnog ojačanja cirkonijevim oksidom. Takvom kombinacijom dobiven je vrlo poželjan gradivni materijal u fiksno protetskoj terapiji, koji objedinjuje dobra svojstva staklokeramike (mogućnost postizanja izvrsne estetike) i cirkonijeva oksida (izvanredna mehanička svojstva). ZrO_2 poznat je i pod nazivom keramički čelik. Prisustvo silicijevih tetraedara i mogućnost postizanja mikromehaničke „zaključane strukture“ omogućili su kvalitetnije pričvršćenje takvih radova na caklinu i dentin, čime se stvara monoblok (nadomjestak, uporišni zub i podležuće strukture) koji može podnijeti znatna naprezanja, pa čak i kada preparacija nije idealna, odnosno nije retentivna (minimalno invazivna). Osiguranje kvalitetne veze između nadomjeska i uporišnog zuba može se promatrati kroz dva aspekta: priprema površine protetskog rada izrađenog od keramičkog materijala i priprema površine uporišnog zuba. Unutrašnja površina keramičkog rada mora se kondicionirati kako bi se osigurala optimalna mikromehanička retencija penetracijom kompozita u mikrohrapavost površine keramike; taj postupak povećava mehaničku retenciju cementa, povećavajući kontaktnu površinu sa strukturom zuba kroz tvorbu mikroporoziteta. Tvorba hrapavosti i promocija mikromehaničke retencije, različiti načini obrade površina u kontaktu, poput obrade brusnim sredstvom, pjeskarenjem, jetkanje kiselinama, dobro su opisani u literaturi (137, 138). Svi ovi postupci testirani su u *in vitro* istraživanjima. Nužno je upozoriti na ograničenja *in vitro* studija i rezultata dobivenih takvim istraživanjima i potrebno ih je uzeti s određenom rezervom. Koliko god *in vitro* istraživanja mogu simulirati uvjete u usnoj šupljini, ipak je teško dobiti identične uvjete, jer je usna šupljina specifičan i vrlo složen medij, kako s mehaničkog tako i s korozivnog stajališta. Međutim, *in vitro* istraživanja jednostavnije su provediva, jeftinija i brža. Njihovi rezultati mogu upućivati i s velikom sigurnošću biti implementirani na zbijanja u usnoj šupljini. Ovakav stav široko je prihvaćen u znanstvenoj zajednici.

Tian navodi da je najčešće korištena tehnika pripreme površine staklokeramičkog nadomjeska prije cementiranja tretiranje fluorovodičnom kiselinom i silanizacijom (139). Pri tom postupku površina je djelomično otopljena i kristali su dijelom ogoljeni, što je dovelo do stvaranja hrapave površine keramike koja je osiguravala mikromehaničku retenciju s kompozitnim cementom. Dodatno povećanje hrapavosti povećava površinsku energiju i interakciju između veznog sredstva i silana (140). Dok fluorovodična kiselina povećava veznu čvrstoću između cementa i keramike, kiselina istovremeno smanjuje mehaničku otpornost materijala ovisno o koncentraciji kiseline i vremenu kondicioniranja. Ti čimbenici također mogu mijenjati veznu čvrstoću između kompozitnog cementa i staklokeramike. (141, 142). Tako, na primjer, izlaganje litij-disilikatne staklokeramike fluorovodičnoj kiselini na 20 sekundi može dovesti do slabljenja strukture keramike (143). Postoji nesuglasje u stručnim krugovima o utjecaju koncentracije fluorovodične kiseline i vremena jetkanja na veznu čvrstoću kompozitnog cementa i površine keramike. Verissimo i sur. predlažu 5 % fluorovodičnu kiselinu na 20 sekundi kao optimalnu kombinaciju koncentracije i vremena ekspozicije za strojno obrađenu litij-disilikatnu staklokeramiku. Za tehniku toplog prešanja preporučuju 10 % HF 60 sekundi (132). Cement bi trebao osigurati dobru retenciju nadomjeska i kvalitetno rubno prilijeganje, ali njegov doprinos u primjeni suvremenih gradivnih materijala svakako je i u osiguranju boljih optičkih svojstava protetskog rada. Prvi cementi bili su vodene suspenzije, poput cink-fosfatnih i staklo-ionomernih cemenata. Uvođenjem kompozitnih cemenata, svojstva poput rastvorljivosti i adhezije poboljšana su, omogućavajući minimalno invazivan preparacijski oblik uporišnog zuba. Estetsko svojstvo kompozitnih cemenata ima veliku važnost u suvremenoj estetskoj protetici, stoga kompozitni cementi postaju sve zastupljeniji u dentalnoj medicini. Tvore ga tri dijela: organska smolasta matrica koju čine bis-GMA ili uretan-dimetakrilati (UDMA), anorganske čestice punila te svezujuće sredstvo (spojni međusloj). Karakterizira ih velika tlačna i vlačna čvrstoća, mogućnost postizanja mikromehaničke veze s caklinom, dentinom, dentalnim legurama i keramikama. Kompozitni cement zajedno s adhezijskim sustavom veze čini adhezijsko cementiranje. Veza koju je moguće ostvariti adhezijskim cementiranjem jest mehanička, mikromehanička i kemijska na molekularnoj razini. Indikacije za adhezijsko cementiranje uz ostalo su i minimalna preparacija zuba (*inlay*, *onlay*, *overlay*, *ljuska*, *chips*). Adhezijski sustav veze omogućuje veliku silu veze između dvaju materijala u dodiru, pa stoga nije potrebna primarna retencija bataljka. Kontraindikacija za adhezijsko cementiranje jest nemogućnost postizanja potpuno suhoga radnog polja. Otežavajuće okolnosti za adhezijsko cementiranje su uz postizanje apsolutno suhoga radnog

polja, polimerizacijska kontrakcija, složen postupak cementiranja uz osjetljivost na proceduralne pogreške, troškovi. Kompozitni cementi koji se kemijski polimeriziraju (*self-cure*) danas se rjeđe primjenjuje. Polimerizacija započinje kontaktom jedne komponente koja sadržava tercijarni amin kao aktivator i druge komponente koja sadržava inicijator benzoil-peroksid. Najčešće dolazi u obliku sustava pasta-pasta. Svjetlosna polimerizacija zahtijeva osvjetljavanje polimerizacijskom lampom kako bi se pokrenuo proces polimerizacije. Pod utjecajem izvora svjetlosti pokreću se fotoinicijatori. Najčešće je to kamforkinon s maksimumom apsorpcije na 470 Nm. Prednosti su produženo „radno vrijeme“ u usporedbi s kemijski polimerizirajućim drugim kompozitnim cementima i mogućnost kontrole početka polimerizacije. Međutim, njihova je uporaba ograničena na cementiranje nadomjestaka od keramike koji su tanji od 3 mm i transparentni. Kemijsko-svjetlosna polimerizacija je dvostruka polimerizacija. Prvotna reakcija potaknuta je svjetlošću. Kamforkinon potaknut svjetlošću započinje stvrdnjavanje, a potom kemijski inicijator (benzoil-peroksid) nastavlja polimerizaciju u područjima kamo svjetlost nije došla. Indicirani su kod nadomjestaka koji ne dopuštaju dovoljno prodiranje svjetlosti jer nisu prozirni ili su deblji od 3 mm. Kontaktom površine cementa s kisikom koji inhibira njegovu polimerizaciju dovodi do stvaranja oksidacijskog sloja koji degradira površinsku čvrstoću cementa. Posljedično može doći do erozije cementa u kasnijoj fazi te do gubitka rubnog integriteta i obojenosti. Stoga je tijekom polimerizacije na površini kompozitnog cementa dobro stvoriti barijeru primjenom glicerinskog gela. Prema vrsti keramike adhezijsko se cementiranje može podijeliti na adhezijsko cementiranje keramike sa staklenom fazom (silikatna keramika, staklokeramika, infiltrirana keramika) i adhezijsko cementiranje polikristalinične keramike (cirkonijoksidna keramika, aluminijoksidna keramika). Za kvalitetu adhezivne veze iznimno je važno pripremiti vezne površine (nadomjestak i preparirani zub) na odgovarajući način. Postupak pripreme keramike ovisi o njezinu kemijskom sastavu i čvrstoći. Mogućnosti uključuju jetkanje, pjeskarenje i nanošenje primera u dosadašnjoj kliničkoj praksi. Za adhezijsko cementiranje keramike sa staklenom fazom, koje je korišteno i u ovom istraživanju, nekoliko je načina pripreme površine zuba, pa se razlikuje samojetkajući, selektivno jetkajući te potpuno jetkajući sustav.

Samojetkajući adhezivni sustav – cement „sve u jednom“ – u adhezivu se nalazi kiseli *primer*, nema dodatnog jetkanja zuba. Selektivno jetkajući adhezivni sustav – kiselina se nanosi samo na caklinu, a dentin se jetka kiselinom iz adheziva. Potpuno jetkajući adhezivni sustav – kiselina se nanosi i na caklinu i na dentin (98). Ovi su klinički postupci vrlo zahtjevni. Prvi opis ovakvog cementiranja potječe iz 1996. godine (144), dok poslije Magne unapređuje postupak (145). U

usporedbi s cementiranjem s cementima baziranim na vodi, adhezivno je cementiranje kompliciranije i dugotrajnije, a kontrola vlažnosti značajnija je.

Pregledom relevantne literature primjetna je ujednačenost u izboru testova za analizu kvalitete veze. Ispituje se smična čvrstoća, vlačna čvrstoća, lomna žilavosti i marginalna pukotina (146).

Ispitivanje smične čvrstoće određuje stupanj do kojeg dva spojena uzorka odolijevaju smicanju. Točan test smične čvrstoće teško je provesti jer je jedan uzorak uvijek spojen s mjeračem. Test smične čvrstoće na mikrorazini primjenjiviji je jer je poprečni presjek od 1 mm² općenito korišten za veću ujednačenost razdiobe naprezanja. Taj je test korišten i u ovom istraživanju. Test rezultira većom količinom adhezivnog loma, dakle loma na spoju dvaju supstrata, za razliku od kohezivnog loma koji nastaje unutar supstrata, u ovom slučaju građivnog materijala, što se smatra realnijim (139), a to potvrđuje i ovo istraživanje. Peutzfeldt i sur. navode kako samojetkajući cementi ostvaruju znatno veće vrijednosti čvrstoće od cink-fosfatnog i staklenoionomernih cemenata. Samojetkajući cementi ostvaruju više vrijednosti smične čvrstoće na dentinu. Osim toga, sredstava za desenzibilizaciju s fluoridima ili triklorsanom u predtretmanu površine zuba za cementiranje ne utječu na smičnu čvrstoću, kao ni upotreba lasera ili jetkanje (147).

Silanizacija nakon jetkanja fluorovodičnom kiselinom povećava smičnu čvrstoću (148). Test vlačne čvrstoće izvodi se perpendikularno na veznu površinu i općenito je prihvaćen kao najvažniji test vezne čvrstoće u ovom trenutku u svjetskoj literaturi (149). Ipak, teško je kontrolirati poziciju uzorka i potencijalnu neujednačenost distribucije naprezanja na veznu površinu (150). Lomna žilavost indikator je naprezanja kod kojeg dolazi do loma uzorka zbog prevelikog opterećenja. Često korišten pojam je savojna čvrstoća. Općenito govoreći, u tim testovima zubi su progresivno opterećeni do loma tako da se na njih aplicirala sila pritiskom čelične kuglice.

U mnogim studijama provela se usporedba različitih vrsta samojetkajućih ili samoadhezivnih kompozitnih cemenata u postizanju bolje vezne čvrstoće (151). Pretpostavilo se da vlačna vezna čvrstoća bitno ne ovisi o vrsti adhezije, već o kemijskom sastavu i viskozitetu korištenog cementa.

Između brojnih kompozitnih cemenata trenutno prisutnih na tržištu, samoadhezivni su relativno nova grupa i ostvaruju dobru veznu čvrstoću između površine uporišnog zuba i građivnog materijala, bez potrebe za bilo kakvim predtretmanom ili veznim sredstvom. Često

se koriste ne samo zbog dobrih svojstava koja pokazuju, već i zbog jednostavnosti provođenja samog postupka cementiranja (152). Ne postoji ujednačen stav oko načina pripreme i obrade površina nadomjeska. Preporučuje se nekoliko strategija: hrapavljenje površine (153), kemijska veza (154) i tretman laserom (155). U ovom istraživanju testirani su svi raspoloživi načini pripreme površine keramike (pjeskarenje, silanizacija, jetkanje kao i njihove kombinacije), ali i učinak primjene dvaju različitih lasera.

S obzirom na oblik preparacije, uzorci s krunicom koja je adhezivno cementirana bili su otporniji na okluzijski tlak od onih koji su bili cementirani konvencionalnim cementima i tehnikama (156). Nekoliko studija potvrđuje takav nalaz: cink-oksifosfatni cement povezan sa slabijom opteretljivosti (157) i adhezivno cementiranje povećavaju mogućnost većeg okluzijskog opterećenja i u odnosu na staklenoionomere (158, 159). Kada se uspoređuju dva samoadhezivna cementa s adhezivnim cementom i staklenoionomernim cementom, samoadhezivni cement (RelyX Unicem) pokazuje najviše vrijednosti savojne čvrstoće (160). Pregledom relevantne literature nalaze se i oprečni rezultati, da vrsta cementa nema statistički značajnu učinak na savojnu čvrstoću unutar istog keramičkog susatva (161) te da nema razlika u vrijednostima savojne čvrstoće između staklenoionomera, cink-fosfatnog i kompozitnog cementa (162). Naravno, može se protumačiti da je ovakav nalaz posljedica neujednačenosti provođenja istraživanja koja su provodile različite osobe, koristeći drugačije postavljene metodologije. U ovom istraživanju koristio se samojetkajući kompozitni cement (Relyx, 3M ESPE).

Brojne studije (163 – 169) analizirale su različite vrste kompozitnih cemenata s različitim veznim sredstvima (*primer*), ukazujući da je 3M vezni sustav pokazao najbolje rezultate (164). Cubas i sur. tvrde da cementi s većim modulom elastičnosti pokazuju veću otpornost na lom na spoju keramika-cement (165). Drugi pak sugeriraju da modul elastičnosti ili oblik preparacije uporišnog zuba mogu imati velik utjecaj na adhezivnost kompozitnih cemenata (163, 166) te da vrsta cementa utječe na zamor materijala (167). U usporedbi dualno polimerizirajućeg cementa (RelyX ARC) i svjetlosno polimerizirajućeg cementa (RelyX Veneer) nije pronađena statistički značajna razlika u savojnoj čvrstoći (169). Analizirao se učinak debljine cementa na savojnu čvrstoću litij-disilikatne staklokeramike (IPS Empress 2). Debljina cementa povećava mogućnost loma krunica izrađenih od tog materijala (170). Zubi opskrbljeni staklokeramičkim nadomjescima pokazuju veću savojnu čvrstoću ako su nadomjesci cementirani adhezivno. Međutim, svi materijali podložni su starenju (160). Literatura ne daje uvjerljive i jedinstvene

zaključke kada je riječ o vrsti kompozitnog cementa. Modul elastičnosti te viskozitet kompozitnog cementa čine se znatno važnijima od same vrste cementa (170). Općenito, viskozitet je okarakteriziran kao visok (npr. Variolink Ultra, Microfil Pontic C, Cerec Duo cement) ili nizak (Variolink II, Nexus) bez posebnog objašnjenja što se misli pod pojmom visoki ili niski viskozitet. Kod konvencionalnih tehnika cementiranja, veličina rubne pukotine ključan je čimbenik trajnosti nadomjeska i poželjno je, teoretski gledano, da je što je moguće manja. Veličina marginalne pukotine ne čini se tako ključnim čimbenikom kada je riječ o adhezivnom cementiranju (171).

Veličina rubne pukotine i viskozitet cementa itekako utječu na rubni dosjed. Kod malih diskrepanci između vanjskog ruba preparacije i ruba nadomjeska, nisko ili visoko viskozni cement rezultira sličnom spojnom širinom nakon cementiranja (172). Visoko viskozni cement preporučuje se kod nadomjestaka sa širom rubnom pukotinom (173, 174), iako cementna pukotina veća od 100 μm može samo djelomično biti kompenzirana kompozitnim cementom. U takvim slučajevima preporučuje se visoko viskozni kompozitni cement (175). Aplikacijom kompozitnog cementa, stupanj mikropropuštanja općenito je veći kod rubova preparacije u dentinu (176 – 182). Cementi koji uključuju jetkajuće-ispirajuću tehniku daju viši postotak boljeg rubnog brtvljenja ako su rubovi u caklini u odnosu na drugačije protokole cementiranja (183). Mada samojetkajući cementi mogu zapuniti dentinske tubuluse (184), neki ih smatraju kvalitetnijima u odnosu na jetkajuće-ispirajuće (185). U studiji koja ispituje cementiranje djelomičnih krunica, oblik preparacije uporišnog zuba nije imao utjecaj na veličinu rubne pukotine (186). Pokušalo se s aplikacijom tekućeg kompozita na rubove preparacije (187), ali neki tvrde da takav postupak svakako treba izbjegavati (188).

Pregledom relevantne literature može se zaključiti da adhezivno cementiranje osigurava najmanje mikropropuštanje i najmanje je osjetljivo na procese starenja. Primjena svjetlosno polimerizirajućeg kompozitnog cementa u odnosu na dualno polimerizirajući kod nekih je protetskih radova znatno lošija (npr. *inlay*) jer svjetlost ne prodire u unutrašnjost preparacije te ne može doći do potpune polimerizacije, što utječe na slabljenje savojne čvrstoće protetskog monobloka (189). Klinički uspjeh protetske terapije s potpuno keramičkim radovima uvelike ovisi i o pacijentu te obliku rada, a ne isključivo o vrsti cementa (190). Pritom je važno upozoriti na utjecaj smještaja rubova preparacije u caklini (191).

Danas je primjena staklokeramike sve veća. Mogućnost izbjegavanja metalne osnovne konstrukcije, visoka cijena zlata i njegovih legura, a i sve veći estetski zahtjevi u protetskoj

terapiji razlog su sve veće primjene ovih vrsta potpune keramike. U prošlosti se staklokeramika cementirala staklenoionomernim cementima s limitiranim adhezivnim karakteristikama, što otežava kliničku validaciju. Uklanjanjem površnog sloja stakla jetkanjem, staklokeramika se može adhezivno cementirati, čime se protetski rad može cementirati i na neretentivnoj površini uporišnog zuba, što može uvelike štediti zubno tkivo. Na ovaj način moguće je u velikom postotku izbjeći endodontsku terapiju. Veza s dentinom u odnosu na vezu s caklinom bez sumnje je problematičnija. Primjena primera može osigurati bolju vezu, a moguće je da dijelom i štiti zubnu pulpu. Iz *in vitro* studija može se zaključiti da adhezivni sustavi (u tri koraka, jetkajuće-ispirajući) pokazuju najbolje rezultate mikrosmične čvrstoće u usporedbi s samojetkajućim i samoadhezivnim sustavima kada se protetski rad postavlja na dentin. Znatno veće vrijednosti savojne čvrstoće u odnosu na cimente bazirane na vodi postižu se primjenom adhezivnih cemenata.

Klinički uspjeh u protetskoj terapiji potpuno keramičkim materijalima izrazito je uvjetovan kvalitetom veze između protetskog rada i veznog sredstva te posljedično stvaranjem monobloka s podležućim strukturama usne šupljine. Ta se veza obično ostvaruje kroz nekoliko vidova: mikromehaničkom retencijom koja se postiže jetkanjem površine fluorovodičnom kiselinom i/ili pjeskarenjem te kemijskom vezom koja se ostvaruje postupkom silanizacije, stvaranjem kalcijevih i stroncijevih mostova (192, 193). Jetkanje unutrašnje površine nadomjeska fluorovodičnom kiselinom i silanizacija dobro su poznat i široko preporučen postupak u brojnim studijama (194 – 196). Unatoč toj činjenici, brojni istraživači pokušali su retestirati taj protokol. Hooshmand i sur. (192) i Aida i sur. (197) tvrdili su da se fluorovodična kiselina može eliminirati iz postupka pripreme površine keramičkog nadomjeska za cementiranje, dok Sorensen i sur. (198) tvrde da upotreba veznog sredstva silana ne utječe na ostvarivanje kvalitetnije veze. Shimada i sur. (199) idu korak dalje i tvrde da jetkanje fluorovodičnom kiselinom ima suprotan učinak na kvalitetu veze između nadomjeska izrađenog od potpune keramike i uporišnog zuba. Suvremene staklokeramike s finom mikrostrukturom kakvu ima litij-disilikatna staklokeramika nužno ne zahtijevaju jetkanje ovom kiselinom – stanje površine protetskog rada nakon glodanja pokazuje da je pjeskarenje ili jetkanje suvišan postupak (200, 201). Tri su moguća razloga zašto bi bilo dobro ne koristiti fluorovodičnu kiselinu kao jetkajuću komponentu: Prvo – fluorovodična kiselina visoko je toksična (202). Drugo – dokazano je da fluorovodična kiselina izaziva stvaranje nerastvorljivih silicij-fluoridnih soli na jetkanoj površini silikatnih keramika koje mogu zaostati kao nusprodukti na površini (199). Ako se ne uklone, ti produkti mogu utjecati na veznu čvrstoću kompozitnog cementa. Treće – njihovo

uklanjanje s vezne površine mora biti obavezno, ali je zapravo jedino moguće ako je uspostavljena kvalitetna veza sa silanom (192).

Brojni su istraživači istaknuli da primjena kompozitnog cementa povećava lomnu žilavost staklokeramičkih nadomjestaka, osigurava kvalitetnu retenciju, poboljšava rubni dosjed i prevenira mikropropuštanje kroz nepravilnosti na površini nadomjeska te tako sprječava propagaciju širenja napuklina kroz materijal (203 – 206). Vezna čvrstoća između površine nadomjeska i kompozitnog cementa primarno je kontrolirana mikrostrukturom i obradom površine keramičkog nadomjeska (207, 208). Stoga su proizvođači kompozitnog cementa etablirali određene protokole za cementiranje. Lančane staklokeramike moguće ostvaruju zadovoljavajuću veznu čvrstoću s kompozitnim cementom samo primjenom silanizacije. Zbog njihove finostrukture, možda će se moći eliminirati fluorovodična kiselina i postupak jetkanja tijekom cementiranja (209).

U ovom istraživanju ispitana je vezna čvrstoća između staklokeramika ojačanih cirkonij-oksidiom i kompozitnog cementa na temelju šest različitih protokola pripreme površine keramičkog uzorka te još jedne skupine uzoraka koja nije bila tretirana nijednim protokolom pa je služila kao kontrolna skupina. Hrapavost je mjerena standardnom profilometrijom. Rezultati ovog istraživanja upućuju da je pjeskarenje + silanizacija dalo najveću površinsku hrapavost. Površinska hrapavost dobivena primjenom obaju tipa lasera te postupcima pjeskarenja, jetkanja i silanizacije pokazala je podjednake vrijednosti, čime se nulta prva hipoteza (nema razlike u hrapavosti nakon tretiranja laserima u odnosu na konvencionalne postupke) djelomično odbacuje, a prva radna hipoteza (hrapavost je veća nakon primjene lasera u odnosu na konvencionalne postupke obrade površine) potpuno odbacuje. Ovaj nalaz potvrđen je provedenom SEM analizom.

Rezultati ovog istraživanja upućuju da je najbolja vezna čvrstoća ostvarena nakon tretiranja površine Nd:YAG laserom u kombinaciji sa silanizacijom, a da primjena Er:YAG lasera ostvaruje niže vrijednosti vezne čvrstoće u odnosu na konvencionalne načine pripreme površine (pjeskarenje, jetkanje, silanizacija), čime se druga nulta hipoteza (nema razlike u veznoj čvrstoći između površina obrađenih laserom i konvencionalnih načina obrade površine) odbacuje, dok se druga radna hipoteza (vezna čvrstoća veća je nakon tretmana laserom) djelomično prihvaća. Ujedno u ovom istraživanju dobila se najveća kontaktna površina kod uzoraka tretiranih Nd:YAG laserom.

Analiza pretražne elektronske mikroskopije frakturiranih površina pokazuje da je riječ o adhezivnom tipu loma (najveći kod uzoraka pjeskarenje + silanizacija, nema kod uzoraka tretiranih kiselinom, silanizacijom i kiselina + silanizacija), kohezivnom tipu loma (isti kod uzoraka tretiranih kiselinom, pjeskarenjem + silanizacijom te Nd:YAG laser + silanizacija, dok u ostalim uzorcima nije došlo do ovog tipa loma) i mješovitom tipu loma (najveći kod uzoraka tretiranih silanizacijom i kiselinom plus silanizacijom, dok u kontrolnoj skupini nema ovog tipa loma).

Na kvalitetu veze, odnosno veznu čvrstoću staklokeramike i kompozitnog veznog sredstva, utječe niz čimbenika. Svi imaju zajednički imperativ– postići kvalitetnu vezu koja osigurava trajnost protetskog rada. U literaturi su opisani, a u kliničkom radu primjenjivani različiti načini obrade površine staklokeramike prije cementiranja, svi u svrhu postizanja što kvalitetnije veze između nadomjeska i uporišnog zuba. Najčešći način ispitivanja vezne čvrstoće jest smični test. Ovaj test vrlo često pokazuje nastajanje kohezivnog loma unutar materijala znatno češće nego na spoju dvaju materijala. Taj se rezultat objašnjava izrazitim skupljanjem naprezanja tijekom testiranja, što može dovesti do krive interpretacije rezultata testiranja. Stoga bi bilo važno eliminirati neujednačeno naprezanje unutar adhezivne zone. Neki autori koriste vrlo mala područja testiranja, od svega 1 mm², kako bi stvorili naprezanje koje se ujednačeno prenosi na spojnju površinu (210 – 212). Na taj način omogućena je najjednostavnija detekcija najslabije karike u ovom procesu. U postupku strojne izrade nadomjestaka mora se uzeti u obzir i sam utjecaj tog postupka na rezne površine. SEM analiza izglovanog uzorka pokazuje da su na reznoj površini vidljivi kristali koji će poboljšati mikromehaničku retenciju i povećati površinu za svezivanje s kompozitnim cementom, što je potvrđeno i ovim istraživanjem. Ovo tumačenje može potvrditi hipotezu da je možda moguće kod lančanih staklokeramika uspostaviti kvalitetnu vezu i bez jetkanja fluorovodičnom kiselinom (209). Pollington nadalje tvrdi da je SEM analiza površine strojno obrađene litij-disilikatne staklokeramike otkrila prisustvo mikroporoziteta koji mogu imati veliku ulogu u postizanju mikromehaničke veze između nadomjeska i površine uporišnog zuba. Naglasio je da je ovu vrstu potpune keramike nužno podvrći dodatnim postupcima obrade površine kako bi se osiguralo dovoljno mikroretencije za ostvarenje kvalitetne veze. (209). Ako prevladava kohezivan lom veznog sredstva, onda su razlog tomu mikropukotine unutar cementa, a ne sam međuspoj.

Upotreba silana kao promotora veze između keramike i veznog sredstva je dobro poznata činjenica (205). Veza s keramikom ostvaruje se kroz kondenzacijsku reakciju između silanol

grupa (Si-OH) na površini keramike i silanol grupa hidroliziranog silana, što tvori siloksan vezu (Si-O-Si) i producira molekulu vode kao nusprodukt (213). Prisustvo staklaste faze u keramici pospješuje ostvarivanje boljih siloksan veza. Silanol grupe potom dalje reagiraju, tvoreći siloksan mrežu sa silicijem na površini (214). Silicij iz stakla važan je čimbenik kemijske veze između dvaju materijala. Ovakav Pollingtonov nalaz u suglasju je s prethodnom tvrdnjom kako jetkanje nije nužno (209).

Srednja vrijednost hrapavosti i SEM analiza pokazale su nepravilnu površinu s izraženim porozitetom i potkopanim mjestima. Ovakva površina vidno je oslabljena djelovanjem fluorovodične kisline. Ovo potvrđuju i drugi autori (199).

Pjeskarenje staklokeramike dovodi do izrazite destrukcije stakla i kristala. Kristali obliteriraju dentinske tubuluse i dovode do nemogućnosti osiguranja kvalitetne veze. Drugi razlog ostvarivanja loše veze jest kontaminacija i odlaganje čestica aluminijeva oksida na površini keramike, koje također mogu kompromitirati vezu. Ustun i sur. tvrde da obrada površine utječe na površinsku hrapavost i navode da pjeskarenje ostvaruje znatno veće vrijednosti vezne čvrstoće u odnosu na površinu tretiranu Erbijevim laserom (215), što se potvrđuje i ovim istraživanjem, te preferiraju pjeskarenje u odnosu na primjenu Er:YAG lasera. Ispitivanja kvalitete veze između keramike i kompozitnog cementa mogu se provesti uz pomoć testiranja (starenje korodiranje i slično) (210). Pohrana u vodi dovodi do postupne apsorpcije vode unutar kompozita što može uzrokovati hidrolitičnu degradaciju i posljedično slabljenje veze između keramike i kompozitnog cementa, jer vjerojatno dolazi do hidrolize silanske veze (216, 217).

Brojni se autori slažu da optimum veze između kompozitnog cementa i staklokeramike varira za različite keramičke sustave. Ne može se očekivati da će jedinstven postupak biti univerzalan za sve keramičke materijale. Ta je spoznaja važna i zbog činjenice da će se na tržištu pojavljivati novi keramički materijali različitih sastava i mikrostruktura.

Svi navedeni postupci zahtijevaju mikromehaničku zaključanost na spojnoj površini i kemijsku vezu između spojnih površina, što znači da je potrebno nekako intervenirati u strukturu površine materijala i/ili zuba. Istraživanja o neagresivnim postupcima sve su izraženija. Kada se modificiraju površinska tekstura i kemijska svojstva materijala na površini, površina se čini aktiviranijom, odnosno stvara se funkcionalna površina (218). Kiselina rastvara površinu keramike tako što rastvara staklenu fazu i taj postupak dovodi do stvaranja nepravilnosti na površini što povećava kontaktnu površinu (219). Adhezija između keramike i kompozitnog

cementa rezultat je fizikalno-kemijske interakcije u međuspoju između kompozita (adheziva) i keramike (supstrata). Doprinos fizikalnim interakcijama adheziji dat će površinska obrada i njezina topografija). Promjene topografije površine postignute pjeskarenjem rezultirat će promjenama u vlažnosti supstrata, što je u korelaciji s energijom površine i adhezivnim potencijalom (220). Stoga su istraživanja provedena sofisticiranom aparaturom poput ove veoma važna jer je arhitektura površine vidljiva na mikrorazini. Hrapava površina povećava mehaničku retenciju, omogućavajući adhezivni interlocking (zaključavanje) u površinskim nepravilnostima (221). Nažalost, nekoliko studija pokazuje mogućnost slabljenja površine keramike nakon jetkanja što rezultira i bržim lomom nadomjeska (222). Iako primjena lasera u svrhu pripreme površina prije cementiranja nije izuzeta od poteškoća, ipak obećava. Neka testiranja utjecaja CW CO₂ lasera s 10.6 μm na litij-disilikatne (223) i CAD/CAM keramike (224) potvrđuju prisustvo mikropukotina i rastvaranja površine, kao rezultat termičkog učinka laserske iradijacije na snazi višoj od 10 W CW (3184.7 W/cm²). Pa ipak, opservacije strukture keramike iradirane s 10 W (14,185 W/cm²) pulsni Nd:YAG laserom s 1340 nm pokazuju prisustvo kanalića, mikropukotina i rastvorenih kristala (223, 224). To je vjerojatno uzrokovano visokokvantnom radijacijskom energijom usmjerenom na precizno definiranom području na kratak period, što je stvorilo akumulaciju ogromne energije. Mikropukotine na keramici nakon CO₂ i Nd:YAG laser iradijacije mogu biti u korelaciji s visokim termalnim vrijednostima, što dovodi do ekstremnog fizikalnog naprezanja i dodatnog očvršćenja keramičke površine (225, 226). Er:YAG laser može se koristiti za obradu površine glinične keramike, ali je rezultat koji se ostvaruje znatno slabiji nego onaj postignut jetkanjem. Razlog možda leži u činjenici da energija proizvedena Er:YAG laserom ne može biti dobro apsorbirana pri ovoj vrsti keramike i ne dolazi do stvaranja dovoljne mikromehaničke retencije (227). U suglasju s ovom studijom neki autori preporučuju korištenje vrlo velike energije (500 mJ) kako bi se postigla zadovoljavajuća retencija (228). Noviji, ultrakratko pulsirajući laseri možda će ostvarivati bolje rezultate (229).

Unatoč brojnim studijama, može se reći da je primjena lasera još uvijek alternativna metoda u pripremi površine kako bi se ostvarila kvalitetnija veza između dviju površina u dodiru. Laseri modificiraju površinu materijala na relativno lagan i jednostavan način. Laser kod ZrO₂ keramike ne tvori poželjnu hrapavost jer su te neravnine vrlo plitke i ne osiguravaju mikromehaničku retenciju, što znači da ne dolazi do povećanja vezne čvrstoće. U odnosu na tribokemijsku obradu, laser je manje učinkovit. Tijekom laserske obrade površine, dolazi do

stvaranja nakupina koje se mogu zalijepiti za otopljenu površinu keramike, što dodatno može narušiti kvalitetu veze (152).

U kliničkoj praksi najčešće se koristi Er:YAG laser. Valna mu je dužina oko 2940 nm i što je vrlo važno, radi u pulsnom modu. Ti laseri čine površinu nepravilnom, što povećava mikromehaničku retenciju keramičkog materijala. Laseri s većim valnim dužinama mogu oštetiti površinu, tvoreći pukotine i time oslabljujući vezu (230), što je u suprotnost s rezultatima ovog istraživanja. Brojni čimbenici poput vlažnosti keramike, površinske hrapavosti, veznog sredstva i kemijskog sastava, mogu utjecati na kvalitetu i stabilnost kompozitnog cementa i njegove veze s površinom keramike (231). Gomes i sur. termociklirali su uzorke cirkonij-oksidge keramike cementirane kompozitnim cementima i zaključili su da na veznu čvrstoću utječe obrada površine, starenje i vrsta cementa (152). Za razliku od njih, Subasi (232) smatra da najveći utjecaj na veznu čvrstoću ima vrsta cementa, a Oyagüe favorizira pretpripremu spojne površine (233). SEM analiza pokazuje da jednom tretirana površina ostaje uvijek hrapava, ima prisutne ujednačene okrugle mikroretencije i plitke rupice, ali bez mikropukotina (152). Silan sadrži silicij spojen s reaktivnim organskim radikalima, koji se kemijski vežu s molekulama kompozita, tvoreći siloksan mrežu s površinama presvučenim silicijem. Time se poboljšava vlažnost keramike: ostvaruje se bolji kontakt i infiltracija kompozita u nepravilnosti u keramici, bolja je zaštita od vlage i kreira se kiseli okoliš koji može podupirati vezne mehanizme (234).

S obzirom na ograničenja *in vitro* studije, može se zaključiti:

1. Najbolja vezna čvrstoća samoadherirajućeg kompozitnog cementa na površinu litij-disilkatne stalokeramike ojačane cirkonij-dioksidom dobivena je kod uzoraka koji su pripremljeni protokolom obrade površine Nd:YAG + silanizacija.
2. Uzorci tretirani Er:YAG laserom prikazuju niže vrijednosti vezne čvrstoće u odnosu na uzorke pripremljene konvencionalnim postupcima obrade površine (pjeskarenje, jetkanje fluorovodičnom kiselinom, silanizacija).
3. Mikromorfološka analiza površine keramike nakon postupaka pripreme SEM-om s EDXRF analizom te rendgenskom difrakcijskom analizom (XRD) pokazuje da skupina uzoraka tretirana Nd:YAG laserima pokazuje povećanu kontaktnu površinu u usporedbi s ostalim protokolima pripreme površine. Između preostalih pet načina obrade površine uzorka i kontrolne skupine nije uočena razlika u mikrostrukturi.
4. Površinska hrapavost litij-disilkatne stalokeramike ojačane cirkonij-dioksidom najveća je kod uzoraka tretiranih pjeskarenjem + silanizacija.
Površinska hrapavost utjecajem laserskog zračenja (Er:YAG, Nd:YAG) i konvencionalnih protokola (pjeskarenje, jetkanje fluorovodičnom kiselinom, silanizacija) profilometrom pokazala je da je hrapavost usporediva s hrapavošću ostalih pet načina obrada površine i kontrolne skupine. Između preostalih pet načina obrade površine uzorka nije uočena.
5. Adhezivni lom najveći je kod uzoraka tretiranih pjeskarenjem + silanizacijom, a nije uočen kod uzoraka tretiranih kiselinom, silanizacijom i kiselina + silanizacija.
Kohezivan lom isti je kod uzoraka tretiranih kiselinom, pjeskarenjem + silanizacijom te Nd:YAG + silanizacija. U ostalim uzorcima nije došlo do ovog tipa loma.
Mješoviti lom najveći je kod uzoraka tretiranih silanizacijom i kiselinom + silanizacijom. U kontrolnoj skupini nije bilo ovog tipa loma.

1. Marra LM. An historical review of full coverage of the natural dentition. *NY State Dent J.* 1970;36(3):147-51.
2. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26:31-41.
3. Raigrodski J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.
4. Mehulić K. Keramički materijali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2010.
5. Pietrobon N, Paul S. All-ceramic restorations: a challenge for anterior esthetics. *J Esthet Dent.* 1997;9:179-86.
6. Mehulić K. i sur. *Dentalni materijali.* Zagreb: Medicinska naklada; 2017.
7. Cheung KC, Darvell BW. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater.* 2002;18:163-73.
8. Krishna JV, Kumar VS, Savadi RC. Evolution of metal-free ceramics. *J Indian Prosthodont Soc.* 2009;9:70-5.
9. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont.* 2002;15:248-53.
10. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000;13:131-5.
11. McLaughlin G. Porcelain veneers. *Dent Clin North Am.* 1998;42:653-56.
12. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33:415-26.
13. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res.* 2003;17:5-60.
14. Anusavice KJ: *Phillips' science of dental materials.* St. Louis: Saunders Elsevier science; 2003.
15. Sukumaran VG, Bharadwaj N, *Ceramics in Dental Applications, Trends Biomater. Artif. Organs.* 2006;20(1):7-11.
16. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I – An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Tech.* 2015;3:13-8.
17. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85:61-6.

18. Kelly JR. Dental ceramics: What is this atuff anyway? J Am Dent Assoc. 2008;139(4):4-7.
19. Milardović S. Utjecaj biološke osnove, optičkih svojstava i debljine gradivnih materijala na boju nadomjeska od litij-disilikatne staklokeramike. [Disertacija] Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2014.
20. Ring ME. Dentistry, an illustrated history. New York: HN Abrams; 1985.
21. Čatović A, Komar D, Čatić A i sur. Klinička fiksna protetika - krunice. Zagreb: Medicinska naklada; 2015.
22. Mehulić K, Živko-Babić J, Ivaniš T. i sur. Staklokeramika u fiksnoj protetici - Dicor i Empress. Acta Stomatol Croat 1997;31(2):149-55.
23. Richter W. Erfahrungen mit keramik-Facetten und Atz-Klebe-Tehnik. ZWR 1986;95:806-10.
24. Anusavice KJ. Recent development is restorative dental ceramics. Dent Am Assoc 1993;124:72-84.
25. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;61:527-31.
26. Mc Lean JW. Ceramics in clinical dentistry. Br Dent J 1988;12:164-87.
27. Duckeyne P, Lemons JE. Bioceramics: Meterial characteristics versus in vivo behaviour. New York: The New York Academy of Science; 1988.
28. Voss R, Meiners H. Fortschritte der zahnaerzatlichen prothetikund werkstoffkunde. Muenchen: C. Hanser Verlag; 1984.
29. Suvin M, Kosovel Z. Fiksna protetika. Zagreb: Školska knjiga; 1987.
30. Čatović A. Klinička fiksna protetika. Zagreb: Stomatološki fakultet; 1999.
31. Schillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Osnove fiksne protetike. Zagreb: Media ogled; 2008.
32. Krejci I, Krejci D, Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1,5 years. Quintessence In. 1992;23:181-6.
33. Adair PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. Int J Periodontal Rest Dent. 1984;4:3-6.
34. Stamenković D. Stomatološki materijali. Beograd: Stomatološki fakultet u Beogradu; 2009.
35. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. Introduction to ceramics. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons; 1976.

36. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28:529-35.
37. Rama Krishna Alla, *Dental Materials Science*. 1st Edition New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited; 2013.p. 333-54.
38. Bergman L. Utjecaj obrade površine cirkonij-oksidge keramike na veznu čvrstoću obložne keramike. [Disertacija] Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2013.
39. Paravina RD, Westland S, Imai FH, Kimura M, Powers JM. Evaluation of blending effect of composites related to restoration size. *Dent Mater.* 2006;22(4):299-307.
40. Paravina RD, Westland S, Kimura M, Powers JM, Imai FH. Color interaction of dental materials: blending effect of layered composites. *Dent Mater.* 2006;22(10):903-8.
41. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc.* 2008;139:19-24.
42. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2008;100:99-106.
43. Crispin BJ, Okamoto SK, Globe H. Effect of porcelain crown substructures on visually perceivable value. *J Prosthet Dent.* 1991;66:209-12.
44. Blackman RB. Ceramic shade prescriptions for work authorizations. *J Prosthet Dent.* 1982;47:28-35.
45. Lee YK, Powers JM. Calculation of colour resulting from composite/composer layering techniques. *J Oral Rehabil.* 2004;31(11):1102-8.
46. Li Q, Xu BT, Li R, Wang YN. Spectrophotometric comparison of translucent composites and natural enamel. *J Dent.* 2010;38:117-22.
47. Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, De Oliveira OB. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *J Esthet Rest Dent.* 2011;23(2):73-87.
48. Frankenberger R, Reinelt A, Petschelt A, Kramer N. Operator vs. Material influence on clinical outcome of bonded ceramic inlays. *Dent mater.* 2009; 25:960-8.
49. Magne P, Belser. *Adhezivno cementirani keramički nadomjesci*. Zagreb: Quintessence; 2010.
50. Magne P, Magne M, Belser U. Natural and restorative oral esthetics. Part 1: Rational and basic strategies for successful esthetic rehabilitations. *J Esthet Dent.* 1993;5:161-73.
51. Beall GH. Chain silicate glass ceramics. *J Non-Cryst Solids.* 1991;129:163-73.

52. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res.* 1980; 59:70-5.
53. Jakovac M. *Pretklinička i laboratorijska fiksna protetika.* Zagreb: Stega tisak; 2020.
54. Poloneitchik N.M., Garaburda D.V, Shypitsiyeuskaya I. A. Ceramic materials in dentistry and technological processes used in fabrication od ceramic dental prostheses. Minsk: Belarusian State Medical University; 2017.
55. <https://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/all-ceramics/ips-empress-system-dentist/ips-empress-restorations>. (pregledano 17. srpnja 2020.).
56. Craig RG, Power JM, Wataha JC. *Dental materials, properties and manipulation.* St. Louis: Mosby; 2004.
57. Meyer JM, O'Brien WJ, Yu CU. Sintering of dental porcelain enamels. *J Dent Res.* 1976;55:696-9.
58. Claus H, Rauter H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *Int J Prosthodont.* 1989;2:376-84.
59. Anusavice KJ, Dehoff PH, Hojjatie B, Gray A. Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *J Dent Res.* 1989;68:1182-7.
60. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965;119:251-4.
61. <https://delraydentalwellness.com/blog/types-dental-crowns-cost/> (pregledano 15. veljače 2021.).
62. Živko-Babić J, Jerolimov V. *Metali u stomatološkoj protetici.* Zagreb: Školska knjiga; 2005.
63. http://herausheraceram.com/media/bilder/03_heraceram_sun/02_verarbeitung_1/02_standard_schichtung_1/heraceram-sun_standard-schichtung_erster_opakerauftrag.jpg (pregledano 13. listopada 2020.).
64. https://jensendental.com/wp-content/uploads/2015/08/InSync_ZR_Layering.png (pregledano 17. listopada 2020.).
65. Mehulić K, Lauš-Šošić M. Metal-ceramic bond: how to improve. *Minerva Stomatol.* 2009;58:367-73.
66. Rosenstiel SF, Land M F, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics.* St. Louis: Mosby Elsevier; 2016.
67. Frazier KB, Mjor IA, The teaching of all-ceramic restorations in North American dental schools: materials and techniques employed. *J Esthet Dent.* 1997;9(2):86-93.

68. www.ivoclarvivadent.com IPS e.max lithium disilicate (Internet).Schaan: Ivoclar Vivadent; 2017. (pregledano 17. studenog 2019.).
69. <https://lp.dentsplysirona.com/content/dam/websites/landingpages/english-global/primescan/A91100-M43-C191-01-7600.pdf> (pregledano 20. kolovoza 2019.)
70. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3 D digital scanners: Virtual becomes reality. *Compend Contin Dent.* 2008;29:494-505.
71. <https://caedental.com/products/vita-suprinity/> (pregledano 14. listopada 2020.).
72. Aaran H, Kumar V, Seth J, Sharma A. Computer aided designing-Compute aided Milling in prosthodontics: A promising technology for future. *IJSS Case Report & Reviews.* 2014;1:23-7.
73. Musić S, Živko-Babić J, Mehulić K, Ristić M, Popović S, Furić K. Microstructure of leucite glass ceramic for dental use. *Mater Lett.* 1996;27:195-9.
74. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. St. Louis: Mosby Inc; 2002.
75. Katz S, inventor. American Thermocraft Corp., assignee. High strength feldspathic dental porcelains containing crystalline leucite. US Patent 4,789,536. Jan 17, 1989.
76. Mehulić K, Živko-Babić J, Ivaniš T, Kustec-Pribilović M, Predanić-Gašparac H. Strukturne promjene IPS Empress keramike kao posljedica različitog načina hlađenja. *Acta Stomatol Croat.* 1997;31:107-12.
77. [http://www.gcamerica.com/products/digital/GC Initial LRFBlock/GCA Initial LRF Block Bro-iPad.pdf](http://www.gcamerica.com/products/digital/GC%20Initial%20LRFBlock/GCA%20Initial%20LRF%20Block%20Bro-iPad.pdf) (pregledano 7. svibnja 2020.).
78. Stookey SD. Explorations in glass. American Ceramic Society, Westerville, Ohio; 2000.
79. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices.* 2008;5:729-45.
80. Ganibegović N. Keramički sistemi u stomatološkoj protetici [završni rad]. Sarajevo: Stomatološki fakultet sa klinikama; 2018.
81. <http://www.cosmeticdentistrybirmingham.uk.com/the-science-behind-your-smile/Nano-fluorapatite-glass-ceramic.php> (pregledano 10. travnja 2019.).
82. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:297-302.
83. Van Noort R. Introduction to dental materials. 2nd edition. Edinburgh: Mosby Elsevier; 2002.

84. Davis BK, Aquilino SA, Lund PS, Diaz-Arnold AM, Denehy GE. Colorimetric evaluation of the effect of porcelain opacity on the resultant color of porcelain veneers. *Int J Prosthodont.* 1992;5:130-6.
85. <http://www.ceramicstudio.com.au/vita-suprinity%C2%AE-when-glass-ceramic-met-zirconia/04-vita-suprinity-diagram-2/> (pregledano 25. srpnja 2019.).
86. Rinke S, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt A-K. Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Case Reports in Dentistry.* 2015;162178. doi:10.1155/2015/162178
87. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016; 32:908-14.
88. [https://hr.wikipedia.org/wiki/Cirkonij#/media/Datoteka:Zirconium crystal bar and 1cm3 cube.jpg](https://hr.wikipedia.org/wiki/Cirkonij#/media/Datoteka:Zirconium_crystal_bar_and_1cm3_cube.jpg) (pregledano 5. prosinca 2020.).
89. Živko-Babić J, Jakovac M, Carek A. Cirkonij keramika u fiksnoj protetici. *Acta Stomatol Croat.* 2005;39:19-23.
90. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 1993;70:224-33.
91. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based ceramics. *Dent Mater.* 2004;20:449-56.
92. Cranin AN, Schnitman PA, Rabkin SM, Onesto EJ. Alumina and zirconia coated vitallium oral endosteal implants in beagles. *J Biomed Mater Res.* 1975;9(4):257-62.
93. Izvor: ISO TC 150/SC 1. Implants for surgery-ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). ISO/DIS 13356, 1995.
94. Rieth PH, Reed JS, Naumann AW. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. *Bull Am Ceram Soc.* 1976;55:717-21.
95. <https://chemcraft.su/product/23908> (pregledano 7. studenoga 2020.).
96. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomater.* 1999;20:1-25.
97. Jakovac M, Kralj Z. Cirkonij oksidna keramika u fiksnoj protetici. Sonda: list studenata Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. 2011;22: 84-9.
98. Mehulić K i sur. *Dentalna medicina - vodič za praktičare.* Zagreb: Medicinska naklada; 2020. p. 311-40.

99. Prirodoslovno-matematički fakultet: E-kemija [homepage on Internet]. 2017; (pregledano 29. ožujka 2019.) Dostupno na: https://www.google.com/search?q=kristalne+re%C5%A1etke+cirkonija&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwip_73hhafhAhVopYsKHUaZA0sQ_AUIDigB&biw
100. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia containing ceramics. *J Amer Ceram Soc.* 2000;83(3):461-87.
101. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature.* 1975;258:703-4.
102. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819-26.
103. Starwarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. Three generations of zirconia material: from veneered to monolithic. *Quint Int.* 2017;13(3):287-98.
104. Štefančić S. Utjecaj korozivnog medija na strukturu i svojstva zubnih keramika [disertacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2013.
105. <https://www.ceramtec.com/ceramic-materials/aluminum-oxide/> (pregledano 17. siječnja 2021.).
106. Barišić M. Nove tehnologije u dentalnoj protetici [Diplomski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2016.
107. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent.* 2003;89:127-34.
108. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80:280-301.
109. Ištoković E. Laseri [diplomski rad]. Osijek. Odjel za fiziku Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera; 2011.
110. Gordon JP, Zeigler JP, Townes CH. The Maser – new type of amplifier, frequency standard and spectrometer. *Physic Rev.* 1955;99:1264.

111. Schawlow AL, Townes CH. Infrared and optical masers. *Physic Rev.* 1958;112:1940-9.
112. <http://aquamed.hr/en/blog-clanci/214-sto-je-to-laser> (pregledano 2. rujna 2020.).
113. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. *Nature.* 1964;203:417.
114. Lasić Z. Primjena laserskih uređaja [skripta]. Zagreb. Geodetski fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2008.
115. Gabrić - Pandurić D. Fizikalna i ultrastrukturalna usporedba utjecaja lasera i kirurškog svrdla na koštano tkivo. [Disertacija]. Zagreb. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. 2010.
116. <http://physics.mef.hr/Predavanja/IVG/pdf/Interakcija%20lasera%20s%20tkivom.pdf> (pregledano 10. listopada 2019.).
117. De Paula Eduardo C, De Paula Eduardo F, Haypek P. Restorative dentistry and esthetic with lasers. *Int Congr Ser.* 2003;1248:91-9.
118. Anić I. Primjena lasera u konzervativnoj stomatologiji: utjecaj laserske zrake na caklinu i dentin. [Disertacija]. Zagreb. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 1990.
119. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, Stabholz A. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24(12):935-48.
120. Gimbel CB. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):931-53.
121. Rice JH. Laser use in fixed, removable, and implant dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):767-77.
122. Bradley P. A review of the use of the neodymium YAG laser in oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1997;35:26-35.
123. Strauss R, Fallon S. Lasers in contemporary oral and maxillofacial surgery. *Dent Clin North Am.* 2004;48:861-88.
124. Romanos G. Clinical applications of the Nd:YAG laser in oral soft tissue surgery and periodontology. *J Clin Laser Med Surg.* 1994;12:103-8.
125. Wu DC, Friedman DP, Fabi SG, Goldman MP, Fitzpatrick RE. Comparison of intense pulsed light with 1927-nm fractionated thulium fiber laser for rejuvenation of the chest. *Dermatol Surg.* 2014;40:129-33.

126. Ivušić V. Tribologija. Zagreb: Hrvatsko društvo za materijale i tribologiju; 1998.
127. Barišić G. Ispitivanje hrapavosti tehničkih površina. [Predavanje]. Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu; 2012.
128. Hammad IA, Goodkind RJ, Gerbrich WW. A shear test for the bond strength of ceramometals. *J Prosthet Dent.* 1987;58:431-7.
129. Schmitz K, Schulmeyer M. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. *Dent Labor.* 1975;23:1416-20.
130. Susz CP, Meyer JM, Payan J, Stoian M, Sanchez J. Effect of treatments preceding porcelain baking on the strength of the ceramic-metal bond. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1980;90(5):393-404.
131. Lauš Šošić M. Utjecaj obrade površine metala na veznu čvrstoću metal-keramika. [Magistarski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet; 2007.
132. Verissimo AH, Tribst JPM, Leite FPP. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on resin-bond strength to different glass ceramics. *Braz. Oral Res.* 2019; 33:e041.
133. Holand W, Schweiger RL, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS empress 2 and the IPS empress glass ceramics. *J. Biomed. Mater. Res.* 2000;53:297-303.
134. Della Bona A, Mecholsky JJ Jr., Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate and leucite based ceramics. *Dent. Mater.* 2004;20:956-62.
135. Ural C, Kalyoncuoglu E, Balkaya V. The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand.* 2012;70(6):541-6.
136. Akin H, Tugut F, Emine Akin G, Guney U, Mutal B. Effect of ER: Yag laser application on shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers in Medical Science.* 2011-2012;27:333-8.
137. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31:682-4.
138. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003; 31:181-8.

139. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30(7):147-62.
140. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Resin strengthening of dental ceramics – the impact of surface texture and silane. *J Dent.* 2007;35(5):416-24.
141. Menezes FC, Borges GA, Valentino TA, Oliveira MA, Turssi CP, Correr-Sobrinho I. Effect of surface treatment and storage on the bond strength of different ceramic systems. *Braz J Oral Sci.* 2009;8:119-23.
142. Yi YJ, Kelly JR. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dent Mater.* 2011;27(12):1252-8.
143. Zagheib LV, Bono AD, Kimpora ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J.* 2011;22(1):45-50.
144. Pashley EL, Comer RW, Simpson MD, Horner JA, Pashley DH, Caughman WF. Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Operative Dentistry.* 1992;17(1):144-55.
145. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2005;17(3):144-55.
146. Viskić J. Utjecaj obrade površine titana dobivenog metalurgijom praha na veznu čvrstoću s obložnom keramikom. [Disertacija]. Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2015.
147. Dündar M, Cal E, Gökce B, Türkün M, Özcan M. Influence of fluoride- or triclosan-based desensitizing agents on adhesion of resin cements to dentin. *Clinical Oral Invest.* 2010;14(5):579-86.
148. Graiff I, Piovan C, Vigolo P, Mason PN. Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. *J Prosthodont.* 2008;17(4):294-9.
149. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: a critical review – Part II. *J Conserv Dent.* 2014;17(5):420-6.
150. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118-32.

151. Suyama Y, de Munck J, Cardoso MV, Yamada T, Van Meerbeek B. Bond durability of self-adhesive composite cements to dentine. *J Dent.* 2013;41(10):908-17.
152. Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:Yag and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci.* Published online: 07 September 2013.
153. Phark JH, Duarte SJ, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent.* 2009;101(1):29-38.
154. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):356-62.
155. Ural C, Külünk T, Külünk S, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand.* 2010;68(6):354-9.
156. Bernal G, Jones RM, Brown CA, Munoz A, Goodacre CJ. The effect of finish line form and luting agent on the breaking strength of Dicor crowns. *Int J Prosthodont.* 1993;6(3):286-90.
157. Burke FJ. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quint Internat.* 1995;26(4):293-300.
158. Attia A, Abdelaziz S, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosth Dent.* 2006;95(2):117-23.
159. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber reinforced crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16(5):538-42.
160. Mörmann W, Wolf D, Ender A, Bindl A, Göhring T, Attin T. Effect of two self-adhesive cements on marginal adaptation and strength of esthetic ceramic CAD/CAM molar crowns. *Int J Prosthodont.* 2009;18(5):403-10.
161. Al-Wahadni AM, Hussery DI, Grey N, Hatamleh MM. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an in vitro study. *J Contem Dent Pract.* 2009;10(2):51-8.

162. McCormick JT, Rowland W, Schillingburg HT Jr., Duncanson G. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quint Internat.* 1993;24(6):405-8.
163. Habekost LDV, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. Tensile bond strength and flexural modulus of resin cements – influence on the fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays. *Operat Dent.* 2007;32(5):488-95.
164. Burke FJT, Watts DC. Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quint Internat.* 1998;29(1):21-7.
165. Cubas GBDA, Habekost I, Camacho GB, Pereira-Cenci T. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. *J Prosthodont Res.* 2011;55(1):53-9.
166. ShahrbaF S, Van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dent Mater.* 2014;30(2):234-41.
167. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont.* 2012;21(1):28-32.
168. Ortega VL, Pegoraro IF, Conti PCR, Do Valle AI, Bonfante G. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *J Oral Rehab.* 2004;31(4):393-7.
169. Good MI, Orr JF, Mitchell CA. In vitro study of mean loads and modes of failure of all-ceramic crowns cemented with light-cured or dual-cured luting cement, after 1 and 30 d of storage. *Eu J Oral Sci.* 2008;116(1):83-8.
170. Spohr AM, Borges GA, Platt JA. Thickness of immediate dentin sealing materials and its effect on the fracture load of a reinforced all-ceramic crown. *Eu J Dent.* 2013;7(4):474-83.
171. van den Breemer Carline RG, Gresnigt Marco MM, Cune Marco S. Cementation of glass-ceramic posterior restorations: a systematic review. *Bio Med Res Internat.* 2015; article ID 148954. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/148954>.

172. Martin N, Jedyakiwicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dent Mater.* 2000;16(1):68-74.
173. Hahn P, Antin M Gröfke M, Hellwig E. Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays. *Dent Mater.* 2001;17(3):191-6.
174. Hahn P, Schaller HG, Müllner U, Hellwig E. Marginal leakage in class II restorations after use of ceramic-inserts luted with different materials. *J Oral Rehab.* 1998;25(8):567-74.
175. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent.* 1995;73(4):392-99.
176. Trajtenberg CP, Caram SJ, Kiat-Amnuay S. Microleakage of all-ceramic crowns using self-adhesive resin luting agents. *Oper Dent.* 2008;33(4):392-99.
177. Ghazy M, El-Mowafy O, Roperto R. Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self-adhesive or conventional resin cement. *J Prosthodont.* 2010;19(7):523-30.
178. Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller KA, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Operat Dent.* 2007;32(3):251-60.
179. Abdalla AI, Davidson CL. Marginal integrity after fatigue loading of ceramic inlay restorations luted with three different cements. *Am J Dent.* 2000;13(2):77-80.
180. Cal E, Celik U, Turkun M. Microleakage of IPS Empress 2 inlay restorations luted with self-adhesive resin cements. *Operat Dent.* 2012;37(4):417-24.
181. Bott B, Hanning M. Effect of different luting materials on marginal adaptation of Class I ceramic inlay restorations in vitro. *Dent Mater.* 2003;19(4):264-9.
182. Iida K, Inokoshi S, Kurosaki N. Interfacial gaps following ceramic inlay cementation vs direct composites. *Operat Dent.* 2003;28(4):445-52.
183. Behr M, Hansmann M, Rosentritt M, Handel G. Marginal adaptation of three self-adhesive resin cements vs. A well-tried adhesive luting agent. *Clin Oral Investig.* 2009;13(4):459-64.

184. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting and ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater.* 2008;24(2):185-91.
185. Haller B, Hassner K, Moll K. Marginal adaptation of dentin bonded ceramic inlays: effect of bonding systems and luting resin composites. *Operat Dent.* 2003;28(5):574-84.
186. Federlin M, Schmidt S, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. *Operat Dent.* 2004;29(5):560-70.
187. Schenke F, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Marginal integrity of partial ceramic crowns within dentin with different luting techniques and materials. *Operat Dent.* 2008;33(5):516-25.
188. Kitayama S, Nasser NA, Pilecki P et al. Effect of resin coating and occlusal loading on microleakage of class II computer-aided design/computer-aided manufacturing fabricated ceramic restorations: a confocal microscopic study. *Acta Odontol Scand.* 2011;69(3):182-92.
189. Isidor F, Brondum K. A clinical evaluation of porcelain inlays. *J Prosthet Dent.* 1995;74(2):140-4.
190. Klink A., Huettig F. Complication and survival of Mark II restorations: 4-year clinical follow-up. *Int J Prosthodont.* 2013;26(3):272-76.
191. Sjörgen G, Molin M, van Dijken JWV. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (cerc) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont.* 2004;17(2):241-46.
192. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater.* 2002;18:179-88.
193. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehab.* 2007;34:622-30.
194. Ozcan M, Vallittu PK. Effects of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19:725-31.

195. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent.* 1996;76:119-24.
196. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater.* 1992;8:238-40.
197. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent.* 1995;73:464-70.
198. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont.* 1991;4:464-70.
199. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater.* 2002;18:380-8.
200. Foxton RM, Nakajima M, Hiraishi N, Kitasako Y, Tagami J, Nomura S, et al. Relationship between ceramic primer and ceramic surface pH on the bonding of dual-cure resin cement to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19:779-89.
201. Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent.* 1998;79:508-13.
202. Beiran I, Miller B, Bentur Y. The efficacy of calcium gluconate in ocular hydrofluoric acid burns. *Hum Exp Toxicol.* 1997;16:223-8.
203. Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater.* 1994;10:172-7.
204. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-74.
205. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Monteiro Jr S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004;13:28-35.
206. Burke FTJ, Wilson NHF, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: the effect of alternative luting procedures. *Quint Int.* 1994;25:269-75.
207. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89:479-88.

208. Magne P, Cascione D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 2006;96:354-61.
209. Pollington S, Fabianelli A, van Noort R. Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorocanite glass-ceramic following different surface treatments. *Dent Mater.* 2010;26:864-72.
210. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin/ceramic bond durability. *Dent Mater.* 2004;20:778-87.
211. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19:693-9.
212. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent.* 1999;1:299-309.
213. Oderholm KJ, Shang SW. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res.* 1993;72:1050-54.
214. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;22:283-90.
215. Ustun O, Akar T, Kirmali O. A comparative study of laser irradiation versus sandblasting in improving the bond strength of titanium abutments. Published Online: 5 Aug 2019. <https://doi.org/10.1089/photob.2018.4601>.
216. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2017;23:1323-31.
217. Stokes AN, Hood JAA, Tidmarsh BG. Effect of 6-month water storage on silane-treated resin/porcelain bonds. *J Dent.* 1988;16:294-6.
218. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now. *Dent Mater.* 2011;27:71-82.
219. Filho AM, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Jr. S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004;13:28-35.

220. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Pecho OE, Alessandretti R, Mosele JC, Mores RT. Adhesion to dental ceramics. *Curr Oral Health Rep.* 2014;1:232-38.
221. Saracoglu A, Cura C, Cotert HS. E. Effect of various surface treatment methods on the bond strength on the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil.* 2004;31:790-97.
222. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding - A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-74.
223. Rocca JP, Fornaini C, Brulat-Bouchard N, Bassel Seif S, Darque-Ceretti E. CO₂ and Nd:YAP laser interaction with lithium disilicate and Zirconia dental ceramics: A preliminary study. *Opt Laser Technol.* 2014;57:216-23.
224. El Gamal A, Fornaini C, Rocca JP, Muhammad OH, Medioni E, Cucinotta A, Brulat-Bouchard N. The effect of CO₂ and Nd:YAG lasers on CAD/CAM ceramics: SEM, EDS and thermal studies. *Laser Technol.* 2014;25:27-34.
225. Liu L, Liu S, Song X, Zhu Q, Zhang W. Effect of Nd:YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Laser Med Sci.* 2015;30:627-34.
226. Ural C, Kalyoncuo Glu E, Balkaya V. The effect of different outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand.* 2012;70:541-46.
227. Sadeghi M, Davari A, Abolghasami Mahani A, Hakimi H. Influence of different power outputs of Er:YAG laser on shear bond strength of a resin composite to feldspathic porcelain. *J Dent.* 2015;16:30-36.
228. Shiu P, De Souza Zaroni WC, Eduardo Cde P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Laser Surg Med.* 2007;25:291-96.
229. Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:Sapphire-femtosecond laser on the surface roughness of ceramics. *Laser Surg Med.* 2015;47:833-38.
230. Akin H, Ozkurt Z, Kimali O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminium oxide sandblasting and various laser treatments. *Laser Surg Med.* 2011;29:797-802.

231. Yang B, Lange-Jensen HC, Scharnberg M, Wolfart S, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater.* 2008;24:508-13.
232. Subasi MG, Inan O. Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Laser Med Sci.* 2011;27:735-42.
233. Oyagüe RC, Osorio R, da Silveira BL, Toledano M. Comparison of bond stability between dual-cure resin cements and pretreated glass-infiltrated alumina ceramics. *Laser Surg Med.* 2011;29:465-75.
234. Matinlinna JP, Vallitu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces: an insight overview of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007;34:622-30.

Daniel Komar rođen je 1987. godine u Zagrebu gdje je pohađao osnovnu školu i opću gimnaziju. Studij na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu upisuje 2006. godine, a diplomira 2012. godine. Pripravnički staž odrađuje u Klinici za stomatologiju KBC-a Zagreb nakon čega se zapošljava u Domu zdravlja Zagreb – Istok. Specijalizaciju iz stomatološke protetike za potrebe Stomatološke poliklinike Zagreb, u kojoj i danas radi, započinje 2016. godine, a nakon položenog specijalističkog ispita 2019. godine, stječe zvanje specijalista stomatološke protetike. Poslijediplomski doktorski studij na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu upisuje u akademskoj godini 2015./2016. Koautor je više znanstvenih i stručnih radova u stranim i domaćim časopisima. Aktivno sudjeluje na međunarodnim i domaćim znanstvenim i stručnim skupovima.

Član je Hrvatske komore dentalne medicine, Hrvatskog društva za stomatološku protetiku te European prosthodontic association.

Oženjen je i otac je dvoje djece.

Popis radova

1. Hrelja M, Čatović A, Komar D, Komar D. Implantoprotetička nadoknada gornjega prvoga molara u semicirkularnom mostu. *Medix*. 2012;100:299-303.
2. Kranjčić J, Vojvodić D, Žabarović D, Vodanović M, Komar D, Mehulić K. Differences in articular-eminence inclination between medieval and contemporary human populations. *Archives of Oral Biology*. 2012;57:1147-52.
3. Kranjčić J, Vojvodić D, Kostelić Stunić M, Čelebić A, Komar D, Mehulić K. Denture relining as an indicator of residual ridge resorption. PER/IADR 2012. Helsinki, Finska, 12.-15.09.2012. *J Dent Res.*;2012. (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni)
4. Kranjčić J, Žabarović D, Čelebić A, Mehulić K, Komar D, Vojvodić D. Prosthetic modalities used to treat cleft palate patients in a University clinic: A 10-year review. *Coll. Antropol*. 2013;37(2): 423-9.
5. Kranjčić J, Vojvodić D, Kostelić Stunić M, Čelebić A, Komar D, Mehulić K. Denture relining as an indicator of residual ridge resorption. *Med glas Ljek komore Zenicko-doboj kantona*.2013; 10(1):126-32.
6. Kranjčić J, Mikuš A, Komar D, Mehulić K, Čelebić A, Vojvodić D. Kvaliteta života povezana s oralnim zdravljem kod nositelja potpunih proteza starije životne dobi. *Acta Stomatol Croat*. 2013;47(4):358. (poster, domaća recenzija, sažetak, znanstveni)
7. Čatović D, Komar D, Ugljen A, Čatović Dž. Fiksnoprotetska terapija gornjeg prvog inciziva u 94 godišnje pacijentice. *Liječ vjesn*. 138;1:126.
8. Čatović Dž, Komar D, Ugljen A, Čatović D. Oralna rehabilitacija u 75 godišnjeg pacijenta. *Liječ vjesn*. 138;1:127.
9. Komar D, Carek A, Bago I. SEM analiza utjecaja dvaju lasera i različitih postavki laserskog zračenja na površinu litij-disilikatne staklokeramike ojačane cirkonijevim dioksidom. *Acta Stomatol Croat*. 2020;54(2):213.
10. Fetai A, Debeljak V, Kovačević Pavičić D, Ivančić Jokić N, Negovetić Vranić D, Kovač Z, Komar D, Verzak Ž. Self-massage and low-level laser in treatment of masseter myalgia: short-term effect. *Psychiatria Danubina*. 2021; (u tisku)
11. Komar D, Bago I, Carek A. Influence of different surface pretreatments of zirconium dioxide reinforced lithium disilicate ceramics on the shear bond strength of self-adhesive resin cement. *Acta Stomatol Croat*. 2021;55(3): (u tisku)