



UNIVERZITET U NIŠU
MEDICINSKI FAKULTET



Milan N. Miljković

**UTICAJ TEHNIKE NAGRIZANJA, SVETLOSNO-
POLIMERIZUJUĆEG REŽIMA I VRSTE KOMPOZITA NA
JAČINU ADHEZIVNE VEZE ZA DENTIN PRIMENOM
UNIVERZALNOG ADHEZIVNOG SISTEMA**

Doktorska disertacija

Niš, 2023.



UNIVERSITY OF NIS
FACULTY OF MEDICINE



Milan N. Miljkovic

**THE INFLUENCE OF ETCHING MODE, LIGHT CURING
MODE AND COMPOSITE RESIN TYPE ON BOND
STRENGTH TO DENTIN USING UNIVERSAL ADHESIVE
SYSTEM**

Doctoral dissertation

Nis, 2023.

Podaci o doktorskoj disertaciji

Mentor:

Prof. dr Stefan Dačić,
vanredni profesor, Medicinski fakultet Univerziteta u Nišu

Naslov:

Uticaj tehnike nagrizanja, svetlosno-polimerizujućeg režima i vrste kompozita na jačinu adhezivne veze za dentin primenom univerzalnog adhezivnog sistema

Rezime:

Preduslov dugotrajne kompozitne restauracije je formiranje snažne adhezivne veze između dentina i kompozita. Međutim, uspostavljanje optimalne veze između dva potpuno različita supstrata je izuzetno kompleksno i zavisi od mnoštva različitih faktora.

Cilj ovog rada je bio da ispita i uporedi uticaj različitih tehnika nagrizanja, svetlosno-polimerizujućih režima i vrsta kompozita na imedijantnu jačinu adhezivne veze za dentin primenom univerzalnog adhezivnog sistema.

Za ostvarivanje cilja ovog istraživanja formirano je ukupno 120 uzoraka koji se sastoje od dentinskih pločica i cilindričnih kompozitnih nadogradnji, međusobno povezanih univerzalnim adhezivom (3M Scotchbond Universal Adhesive). Kombinovanjem različitih tehnika nagrizanja (*total-etch* / *self-etch*), svetlosno-polimerizujućih režima (standardni / modifikovani) i vrsta kompozita (konvencionalni / bulkfill), formirano je ukupno 8 eksperimentalnih grupa (n=15). Jačina adhezivne veze merena je pomoću univerzalne mašine za ispitivanje zatezanjem, pri čemu je registrovana maksimalna sila u trenutku pucanja veze. Površina preloma analizirana je skening elektronskom mikroskopijom.

Od tri ispitivane varijable, Multivarijantna ANOVA je pokazala da vrsta kompozita ($p < 0,001$) i tehnika nagrizanja ($p = 0,001$) imaju statistički značajan uticaj na jačinu adhezivne veze za dentin, dok za varijablu svetlosno-polimerizujući režim nije uočena statistička značajnost ($p = 0,083$). Značajno jača adhezivna veza za dentin je ostvarena primenom bulkfill kompozita u poređenju sa konvencionalnim ($p < 0,001$), kao i primenom *total-etch* tehnike u odnosu na *self-etch* tehniku ($p = 0,005$). Jačina adhezivne veze se značajno razlikuje i u zavisnosti od tipa preloma ($p < 0,001$). Dominantan tip preloma u svim grupama je mešoviti. Adhezivni tip preloma odlikuje najslabija adhezivna veza ($18,69 \pm 2,36$ MPa), dok kohezivni prelom u dentinu odlikuje najjača adhezivna veza ($31,67 \pm 4,64$ MPa).

Pravilan izbor restaurativnog materijala i tehnike nagrizanja su od presudnog značaja za formiranje snažne adhezivne veze i dugotrajnost

ispuna. Najjača adhezivna veza postiže se primenom totalno-nagrizajuće tehnike i bulkfill kompozita, pa im treba dati prednost kad god to klinički uslovi dozvoljavaju. Primena modifikovanih svetlosnih režima ne doprinosi jačanju adhezivne veze, te zahteva dalje usavršavanje i standardizaciju.

Ključne reči:

jačina adhezivne veze, tehnika nagrizanja, svetlosna polimerizacija, kompozitne smole, univerzalni adhezivi, fraktografska analiza

Naučna oblast:

Stomatološke nauke

Naučna
disciplina:

Bolesti zuba i endodoncija

UDK:

616.314-74:615.46]:66.095.26.085(043.3)

CERIF
klasifikacija:

B 730 Odontologija, stomatologija

Tip licence
Kreativne
zajednice:

CC BY-NC-ND

Data on Doctoral Dissertation

Doctoral
Supervisor:

Prof. dr Stefan Dacic,
Associate professor, Faculty of Medicine, University of Nis

Title:

The influence of etching mode, light curing mode and composite resin type on bond strength to dentin using universal adhesive system

Abstract:

Strong adhesive bond between the dentin and composite is mandatory for long-lasting composite restorations. However, establishing an optimal bond between two completely different substrates is extremely complex and depends on many different factors.

This study aimed to examine and compare the influence of different etching modes, light-curing regimens and composite resin types on the immediate shear bond strength (SBS) to dentin using universal adhesive system.

A total of 120 samples, consisting of flat dentin plates and cylindrical composite build-ups bonded by universal adhesive (3M Scotchbond Universal Adhesive), were formed to achieve the goal of this study. By combining different etching modes (total-etch / self-etch), composite resin types (conventional / bulkfill) and light-curing regimens (standard / modified), a total of 8 experimental groups were formed (n=15). Shear bond strength test was performed in a universal testing machine and failure force was recorded. Failure sites were examined via scanning electron microscopy.

Out of three variables considered, Multivariate ANOVA showed significant interaction was found for variables composite resin type ($p < 0,001$) and etching mode ($p = 0,001$), while the influence of light-curing mode was insignificant ($p = 0,083$). Significantly higher SBS was obtained when bulkfill composite was used compared to the conventional one ($p < 0,001$), as well as total-etch mode compared to self-etch mode ($p = 0,005$). The SBS differs significantly depending on the failure mode. Mixed failure mode was predominant in all sample groups. Adhesive failure resulted in lowest SBS ($18,69 \pm 2,36$ MPa), while cohesive failure in dentin resulted in highest SBS ($31,67 \pm 4,64$ MPa).

Proper selection of dental restorative material and etching mode are of crucial importance for the formation of a strong adhesive bond and longevity of the composite filling. The strongest adhesive bond is achieved when total-etch mode and bulkfill composites are used, so they should be preferred whenever possible in the given clinical conditions. The use of modified light-curing regimens does not

contribute to higher bond strength and requires further improvement and standardization.

Key Words:

shear bond strength, etching mode, light curing, composite resin, universal adhesive, fractographic analysis

Scientific
Field:

Dental sciences

Scientific
Discipline:

Restorative Dentistry and Endodontics

UDC:

616.314-74:615.46]:66.095.26.085(043.3)

CERIF
Classification:

B 730 Odontology, Dentistry

Creative
Commons
License Type:

CC BY-NC-ND

Komisija za ocenu i odbranu doktorske disertacije

1. Prof. dr **Aleksandar Mitić**, predsednik komisije

Katedra Bolesti zuba i endodoncija

Klinika za stomatologiju Niš

Medicinski fakultet Univerziteta u Nišu

2. Prof. dr **Stefan Dačić**, mentor i član komisije

Katedra Bolesti zuba i endodoncija

Klinika za stomatologiju Niš

Medicinski fakultet Univerziteta u Nišu

3. Doc. dr **Jelena Popović**, član komisije

Katedra Bolesti zuba i endodoncija

Klinika za stomatologiju Niš

Medicinski fakultet Univerziteta u Nišu

4. Prof. dr **Mirjana Bošković**, član komisije

Katedra Stomatološka protetika

Klinika za stomatologiju Niš

Medicinski fakultet Univerziteta u Nišu

5. Doc. dr **Dušan Petković**, član komisije

Katedra Proizvodno-informacione tehnologije

Mašinski fakultet Univerziteta u Nišu

Datum odbrane: _____

Z a h v a l n i c a

izuzetnim ljudima koji su sve vreme bili sa mnom na ovom putu

Prof. dr Stefanu Dačiću,

Najveću zahvalnost iskazujem svom mentoru na nesebičnoj pomoći i korisnim savetima prilikom koncipiranja, pisanja i kritičke revizije ove doktorske disertacije

Doc. dr Dušanu Petkoviću i Prof. dr Goranu Radenkoviću,

Dugujem veliku zahvalnost na bezrezervnoj pomoći i podršci u dizajniranju i realizaciji eksperimentalnog dela ove doktorske disertacije

Prof. dr Dušici Pavlović, Prof. dr Tatjani Jevtović-Stoimenov i Prof. dr Stevi Najmanu

Neizmerno sam zahvalan što su me kao mladog istraživača uveli u svet nauke, ukazali poverenje i pružili priliku da budem deo njihovog istraživačkog tima

Asistentkinji dr Mariji Anđelković-Apostolović,

Srdačno zahvaljujem na pomoći u statističkoj obradi podataka prilikom publikovanja naučnih radova i izrade ove doktorske disertacije

Inženjeru elektronike Miroslavu Miljkoviću,

Dugujem zahvalnost za tehničku pomoć u analizi uzoraka skening elektronskom mikroskopijom

Osoblju Laboratorije za funkcionalnu genomiku i proteomiku,

Mojim dragim kolegama i prijateljima veliko hvala na svakodnevnoj podršci, savetima i pozitivnoj atmosferi u laboratoriji u toku izrade doktorske disertacije

Svojoj porodici,

Neizmerno sam zahvalan na безусловnoj podršci, odricanju i razumevanju tokom svih ovih godina

Milan Miljković

*Ovo istraživanje je podržano od strane Ministarstva prosvete,
nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije, u okviru projekata III41018*

Spisak skraćenica i izraza

Tehnike nagrizanja:

Total-etch (Etch and rinse) – Totalno-nagrizajuća tehnika

Self-etch – Samo-nagrizajuća tehnika

Selective-etch – Selektivno-nagrizajuća tehnika

Svetlosno-polimerizujući režimi:

Full power – Standardni režim punog intenziteta

Ramp – Modifikovani režim rastućeg intenziteta

Svetlosni izvori:

QTH – *Quartz Tungsten Halogen*

PAC – *Plasma Arc Curing*

LED - *Light Emitting Diode*

Fotoinicijatori:

CQ – Kamforhinon

TPO - 2,4,6-trimetilbenzoildifenil fosfin oksid

PPD - 1-fenil-1,2-propandion

Kompozitni materijali:

3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative – Konvencionalni kompozit

3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative – Bulkfill kompozit

Eksperimentalne grupe:

TKF – *Total-etch / 3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative / Full power*

TKR – *Total-etch / 3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative / Ramp*

TBF – *Total-etch / 3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative / Full power*

TBR – *Total-etch / 3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative / Ramp*

SKF – *Self-etch / 3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative / Full power*

SKR – *Self-etch / 3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative / Ramp*

SBF – *Self-etch / 3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative / Full power*

SBR – *Self-etch / 3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative / Ramp*

Površinski aktivni monomeri u adhezivima i kompozitnim smolama:

MDP – Metakriloksidecil dihidrogen fosfat

AFM – Adicioni fragmentacioni molekuli

HEMA – Hidroksi etil metakrilat

Bis-GMA – Bisfenol A-glicidil metakrilat

Bis-EMA 6 – Bisfenol A-polietilen glikol dietar dimetakrilat

UDMA – Uretan dimetakrilat

DDMA – 1, 12-dodeka-dimetakrilat

AUDMA – Aromatični uretan dimetakrilat

TEGDMA – Trietilen glikol dimetakrilat

Metode ispitivanja:

SEM – Skening elektronska mikroskopija

SBS – *Shear Bond Strength*

SADRŽAJ

1. UVOD	1
2. PREGLED LITERATURE	3
2.1. Dentin	4
2.1.1. Razmazni sloj	6
2.2. Kompozitni materijali u stomatologiji	8
2.2.1. Sastav kompozitnih materijala	9
2.2.1.1. Organski matriks	9
2.2.1.2. Neorganski punioci	11
2.2.1.3. Vezujući agens	11
2.2.2. Klasifikacija kompozita	12
2.2.3. Bulkfill kompoziti	14
2.3. Svetlosna polimerizacija	16
2.3.1. Stepen konverzije	17
2.3.2. Dubina svetlosne polimerizacije	18
2.3.3. Polimerizaciona kontrakcija	20
2.3.4. Svetlosni izvori	21
2.3.5. Svetlosno-polimerizujući režimi	26
2.4. Adhezija	28
2.4.1. Podela adhezivnih sistema	29
2.4.1.1. Totalno-nagrizajući adhezivi	30
2.4.1.2. Samo-nagrizajući adhezivi	31
2.4.1.3. Univerzalni adhezivi	32

2.5. Skening elektronska mikroskopija (SEM)	34
2.6. Ispitivanje jačine adhezivne veze	34
3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA	36
4. MATERIJALI I METODE	39
4.1. Priprema dentinskih pločica	41
4.2. Priprema površine dentina	42
4.3. Izrada kompozitnih nadogradnji	43
4.4. Određivanje jačine adhezivne veze	44
4.5. Priprema uzoraka za SEM analizu	45
4.6. Statistička analiza	46
5. REZULTATI	47
5.1. Rezultati merenja jačine adhezivne veze	48
5.2. Rezultati fraktografske analize	51
5.3. Rezultati SEM analize ultrastrukture adhezivnog međuspoja	64
6. DISKUSIJA	72
6.1. Diskusija metodologije i materijala	73
6.2. Diskusija o uticaju tehnike nagrizanja na jačinu adhezivne veze	75
6.3. Diskusija o uticaju svetlosno-polimerizujućeg režima na jačinu adhezivne veze	82
6.4. Diskusija o uticaju vrste kompozita na jačinu adhezivne veze	87
7. ZAKLJUČCI	92
8. LITERATURA	95
BIOGRAFIJA AUTORA	111

1. UVOD

Porastom estetskih zahteva u stomatologiji i razvojem novih adhezivnih sistema i tehnika, kompozitne smole su postale materijal izbora za restauraciju izgubljenih zubnih tkiva. I pored toga što ispunjavaju skoro sve funkcionalne i estetske zahteve savremene stomatologije, mikropukotina nastala usled polimerizacione kontrakcije i dalje predstavlja jedan od najznačajnijih problema kompozitnih materijala. Negativan uticaj polimerizacione kontrakcije na jačinu adhezivne veze između ispuna i zuba ogleda se u koncentrisanju tenzionih sila u predelu njihovog međuspoja. Posledice ovog fenomena su pojava mikroćurenja u predelu marginalnog ruba, diskoloracija ispuna, postoperativna osetljivost, pojava sekundarnog karijesa i ispadanje ispuna.

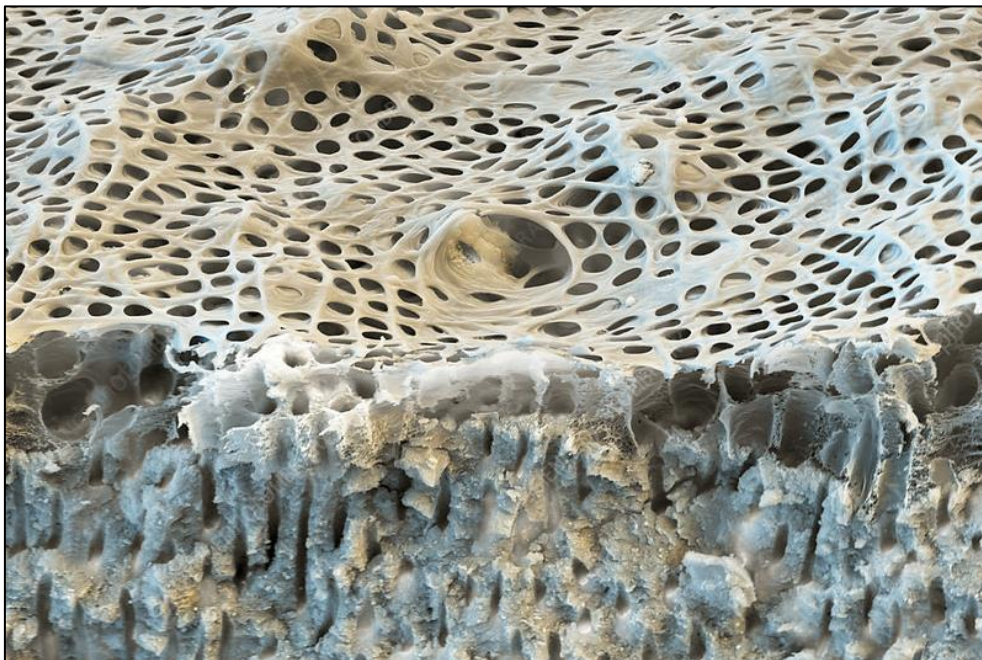
Preduslov dugotrajne kompozitne restauracije je snažna adhezivna veza između ispuna i zidova kaviteta. Međutim, uspostavljanje optimalne adhezivne veze između dva tako različita supstrata je izuzetno kompleksno i zavisi od mnoštva različitih faktora. Tehnika nagrizanja, režim svetlosne polimerizacije i vrsta kompozita su samo neki od faktora koji značajno utiču na formiranje adhezivne veze, modifikaciju površinske ultrastrukture dentina i stepen polimerizacione kontrakcije kompozita. Za formiranje optimalne adhezivne veze potrebna je adekvatna priprema površine dentina i gleđi. Odgovarajući intenzitet i vreme osvetljavanja neophodni su za potpunu polimerizaciju kompozitnih smola i redukciju kontrakcije. Takođe, pravilan izbor vrste kompozita i tehnike aplikovanja utiču na kvalitet adhezivne veze i odsustvo mikropukotina u predelu međuspoja. Za kliničku praksu bi bilo od posebnog značaja da se precizno utvrdi u kojoj meri i na koji način navedeni faktori utiču na kvalitet veze kompozita za zub.

Adhezivni sistemi imaju ulogu posrednika u vezivanju restaurativnih materijala za tvrda zubna tkiva, a kvalitet adhezije uglavnom se određuje merenjem jačine veze i odsustvom mikropukotina u predelu međuspoja. I pored ubrzanog tehnološkog razvoja novih kompozitnih materijala i adhezivnih sistema, problem formiranja snažne adhezivne veze i redukcije polimerizacione kontrakcije i dalje ostaje prisutan. Rezultati ovog istraživanja mogu biti iskorišćeni za definisanje novih kliničkih protokola za postavljanje kompozitnih ispuna sa maksimalnom jačinom adhezivne veze.

2. PREGLED LITERATURE

2.1. Dentin

Dentin je kao i pulpa mezodermalnog porekla, i ova dva tkiva se smatraju jedinstvenom celinom nazvanom pulpodentinski kompleks. Dentin je avaskularno, mineralizovano, vezivno, vitalno tvrdo zubno tkivo koje čini najveći deo zuba. U predelu krunice dentin je prekriven gleđu, dok je u predelu korena pokriven cementom. Zreo dentin se težinski sastoji iz 70% neorganske, 20% organske supstance i 10% vode. Neorganski sastav dentina čine kristali hidroksiapatita, dok kolagen tip 1 predstavlja bazičnu organsku komponentu (1). Osnovni strukturni elementi dentina su dentinski kanalići (tubuli) i dentinska masa (Slika 1). Prečnik tubula varira između 2 i 4 μm , a broj tubula od 18 000 do 21 000 po mm^2 . Veći broj dentinskih kanalića se nalazi u unutrašnjim nego u spoljašnjim slojevima dentina, što se objašnjava konvergencijom kanalića prema pulpi. Takođe, broj dentinskih kanalića po zubi raste idući prema distalno u zubnom nizu. Na preseku frontalnih zuba prisutno je manje dentinskih kanalića po kvadratnom milimetru i oni su užeg prečnika u poređenju sa bočnim zubima, gde nalazimo veći broj dentinskih kanalića šireg prečnika. Unutrašnjost dentinskih kanalića ispunjavaju odontoblastni produžeci (Tomesova vlakna) i dentinska tečnost. Poznavanje histološke građe i regionalnih varijacija u strukturi dentina izuzetno je značajno za razumevanje njegove propustljivosti (permeabilnosti), koja je različita na različitim lokacijama zuba (2).



Slika 1. Struktura dentina (3)

Identifikovane su različite vrste dentina, koje imaju različite funkcije i specifičnosti. Spoljašnji sloj dentina, debljine 15-30 μm , označava se kao pokrovni (*mantle*) dentin i uglavnom je atubularne građe i slabije mineralizovan (4). Njegova uloga nije u potpunosti razjašnjena ali se sa mehaničke tačke gledišta, na osnovu njegove građe, može zaključiti da ima značajnu otpornost na pritisak i učestvuje u njegovoj preraspodeli, čime sprečava pucanje i odvajanje gleđi (5). Najveći deo dentina čini tzv. cirkumpulparni dentin. Njegova debljina, koja je veoma mala u inicijalnim fazama dentinogeneze, kontinuirano se povećava tokom života (oko 4 μm dnevno) na račun prostora koji je prethodno zauzimala zubna pulpa. Cirkumpulparni dentin se sastoji od intertubularnog dentina, koji ispunjava prostor između kanalića, i peritubularnog dentina, koji se nalazi neposredno oko lumena dentinskih kanalića. Odnos između intertubularnog i peritubularnog dentina je dosta varijabilan i veoma zavisi od vrste, a kod ljudi je u proseku 80:20. Razlike u strukturi i sastavu ova dva dentina dobro su dokumentovane i nastaju usled različitih mineralizacionih procesa. Kolagen tip 1 je glavni protein intertubularnog dentina (90%), a nakon njegove demineralizacije uočava se gusta mreža kolagenih vlakana. Peritubularni dentin se uglavnom sastoji od nekolagenih proteina i njegovom demineralizacijom ne uočavaju se kolagena vlakna (6).

Formiranje intertubularnog dentina odvija se prema troslojnom modelu koji je vrlo sličan formiranju kosti. Posmatrajući od pulpe prema gleđno-dentinskoj granici, anatomski se razlikuju tri sloja: 1-ćelijski sloj (tela odontoblasta i Hoehlove ćelije smeštene na periferiji pulpe), 2-nezreli sloj predentina (debljine 15-20 μm) i 3-zreli mineralizovani dentin. Odontoblastni produžeci izlučuju molekule ekstracelularnog matriksa (kolagen tip 1 i proteoglikane) u predentin i dentin. Debljina kolagenih vlakana varira od 20 nm u proksimalnom, do 40 nm u centralnom i 55-75 nm u distalnom delu predentina, dok je u zreлом dentinu debljina kolagenih vlakana uglavnom konstantna (7). Za razliku od intertubularnog dentina, formiranje hipermineralizovanog peritubularnog dentina se ne odvija procesima transformacije predentina u dentin, već akumulacijom amorfnih materija koje vode poreklo iz dentinske tečnosti duž lumena dentinskih tubula (8).

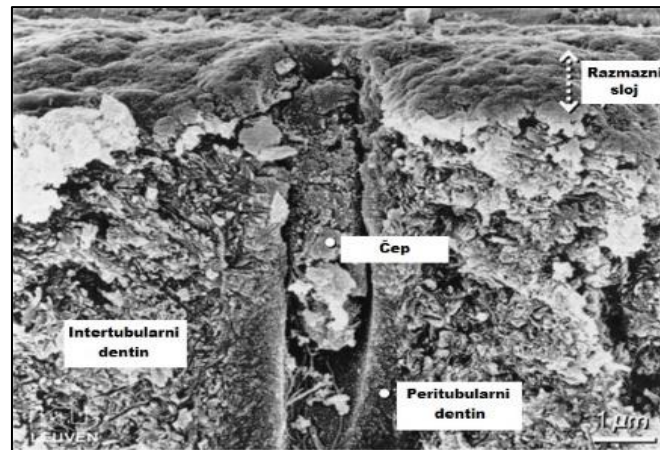
Osim podele dentina prema strukturi i sastavu, on se može podeliti i prema periodu stvaranja na: primarni, sekundarni i tercijarni. Tokom odontogeneze, uloga odontoblasta u stvaranju primarnog dentina je ključna, sve dok zub ne postane funkcionalan. Kada se uspostave kontakti između antagonističkih kvržica, formiranje sekundarnog dentina započinje odmah i nastavlja se tokom celog života. Međutim, ne postoje velike razlike u strukturi i sastavu između primarnog i sekundarnog dentina. Glavna razlika je morfološke prirode i ogleda

se u tome da je S-krivina tubula naglašenija u sekundarnom dentinu zbog postepene restrikcije prostora koji zauzimaju odontoblasti na periferiji pulpe koja se povlači. Tercijarni ili reaktivni dentin, nastaje kao fiziološki odgovor na patološke nadražaje kao što su zubni karijes, abrazija i slobodni radikali koji se oslobađaju iz kompozitnih i amalgamskih ispuna. Može biti tubularne ili atubularne građe, u zavisnosti od brzine progresije karioznog procesa i starosti pacijenta. Reaktivni dentin se razlikuje od tzv. reparativnog dentina koji nastaje kao fiziološki odgovor na medikamentoznu terapiju. Za razliku od reaktivnog, reparativni dentin ne sekretuju odontoblasti već odontoblastolike progenitorne ćelije pulpe, a njegova građa više podseća na kost nego na dentin (9).

Poznavanje sastava i mikrostrukture dentina izuzetno je značajno sa aspekta razumevanja adhezivne veze između kompozitnog ispuna i zidova kaviteta. Uspostavljanje adhezivne veze za gleđ i dentin, pored vrste i karakteristika restaurativnog materijala, zavisi i od regionalnih varijacija u strukturi ovih tkiva, dubine kaviteta, starosti tkiva i niza faktora vezanih za usnu duplju. Adhezija za dentin je znatno teže ostvariva iz više razloga. Slabija mineralizacija od gleđi, veća količina kolagena, hidrofilnost površine, nizak površinski napon i prisustvo dentinskih kanalića ispunjenih tečnošću, su faktori koji značajno utiču na kvalitet veze između ispuna i dentina (10).

2.1.1. Razmazni sloj

Vezivanje za dentin dodatno otežava prisustvo razmaznog ili zaostalog sloja (*smear layer*), debrisa koji nastaje kao posledica zagrevanja površina pri sečenju tkiva. On se sastoji od organskih i neorganskih čestica dentina pomešanih sa prisutnim oralnim fluidima, kao što su dentinski likvor, pljuvačka i krv (11). Debljina razmaznog sloja je različita (2-50 μm) i zavisi od vrste rotirajućeg instrumenta, brzine rotacije, primenjenog pritiska prilikom preparacije, količine vodenog hlađenja, kao i površine dentina gde se vrši preparacija (12). Prisustvo razmaznog sloja u velikoj meri kompromituje ostvarivanje adhezivne veze time što maskira normalnu strukturu dentina. Pokrivanjem otvora presečenih dentinskih kanalića značajno se umanjuje njegova permeabilnost. Prethodna istraživanja su pokazala da se razmazni sloj sastoji iz dva dela: površinskog koji nije čvrsto vezan za dentin, i dubljeg sloja koji je utisnut u dentinske tubule (Slika 2) (13).



Slika 2. Razmazni sloj na površini dentina (14)

Da li razmazni sloj na dentinu treba potpuno ukloniti, modifikovati ga ili ostaviti, pitanje je o kome se i dan danas raspravlja u naučno-istraživačkoj zajednici, a mišljenja su podeljena. Jedna grupa autora smatra da je razmazni sloj idealna podloga za rast i razmnožavanje mikroorganizama, i da ga treba potpuno ukloniti sa površine dentina kako bi se osigurala adhezija restaurativnog materijala. Oni su u svojim istraživanjima pokazali da je razmazni sloj osnovni put prodora štetnih mikroorganizama prema pulpi zuba (15). Druga grupa autora predlaže da se razmazni sloj na površini dentina ne uklanja, jer po njihovom mišljenju može poslužiti kao prirodna sigurnosna barijera koja će sprečiti prodor egzogenih štetnih noksi prema pulpi zuba (16). Sa aspekta zaštite zubne pulpe, uklanjanje razmaznog sloja na površini dentina povećava rizik od iritacije pulpe. Međutim, sa aspekta adhezije, iako postoje različita mišljenja, savremena literatura jasno ukazuje na neophodnost njegovog uklanjanja u cilju poboljšanja adhezivne veze između restaurativnih materijala i zidova kaviteta. SEM analiza površine dentina posle aplikacije adheziva preko razmaznog sloja je pokazala da je najslabija karika u adhezivnoj vezi zapravo spoj između razmaznog sloja i dentina, i da se prekid adhezivne veze u najvećem broju slučajeva dešava na njihovom međuspoju (17). Uklanjanjem razmaznog sloja eksponiraju se otvori dentinskih kanalića i povećava permeabilnost dentina, čime se stvaraju povoljni uslovi za ostvarivanje kvalitetne adhezivne veze. Razmazni sloj je veoma rastvorljiv u kiselinama zbog svog pretežno neorganskog sastava. U zavisnosti od lokalizacije razmaznog sloja, za njegovo uklanjanje koriste se različite koncentracije EDTA, limunske, i orto-fosforne kiseline (18). 17% EDTA i 10% limunska kiselina, uglavnom se koriste kao irigansi u endodonciji za uklanjanje razmaznog sloja iz kanala korena (19), dok se orto-fosforna kiselina, u širokom rasponu koncentracija od 5-37%, uglavnom koristi u restaurativnoj stomatologiji za uklanjanje razmaznog sloja sa zidova kaviteta i kondicioniranje dentina (20).

Bez obzira na neslaganja u vezi razmaznog sloja, najveći broj istraživača je saglasan da je za uspostavljanje kvalitetne adhezivne veze neophodna i odgovarajuća priprema površine dentina. Osim uklanjanja ili modifikovanja razmaznog sloja, kondicioniranjem se vrši dekalifikacija neorganskog i modifikacija organskog sadržaja dentina. Na taj način se površina dentina priprema za ostvarivanje mikromehaničke i hemijske veze sa adhezivnim sredstvom, odnosno kompozitnim materijalom (21). Kondicioniranje dentina se danas smatra jednim od osnovnih preduslova za formiranje uspešne adhezivne veze i sprečavanje pojave mikropukotine između ispuna i zidova kaviteta. Međutim, zbog tubularne strukture dentina postoji određeni rizik od iritacije pulpe, pa se danas uglavnom koriste slabije kiseline za kondicioniranje dentina, u kraćem vremenskom intervalu nego pre (22).

2.2. Kompozitni materijali u stomatologiji

I pored velike raznovrsnosti restaurativnih materijala prisutnih na stomatološkom tržištu danas, još uvek ne možemo reći da postoji idealan materijal koji u potpunosti odgovara fizičkim, hemijskim i biološkim svojstvima tvrdih zubnih tkiva i koji bi mogao biti adekvatna zamena za prirodnu zubnu supstancu. Dentalni amalgam je dugo vremena bio najčešće upotrebljavan materijal u restaurativnoj stomatologiji zbog izuzetne otpornosti na delovanje mastikatornih sila, jednostavne primene i pristupačne cene. Međutim, pored pozitivnih osobina, dentalni amalgam ima i brojne nedostatke, kao što su: korozija, opasnost od toksičnog delovanja žive, nemogućnost bilo kakvog vezivanja za tvrda zubna tkiva, i na kraju neprirodna boja. Da bi se osigurala retencija i stabilizacija amalgamskih ispuna, neophodna je radikalna preparacija kaviteta, koja često podrazumeva nepotrebno uklanjanje zdrave zubne supstance, a pritom se dobija potpuno neestetski izgled koji značajno umanjuje vrednost finalne restauracije (23). Upravo su ove negativne osobine vremenom dovele do potpunog gubitka interesovanja za dentalne amalgame. Javila se potreba za novim materijalom koji će, pored mehaničkih, ispuniti sve veće estetske zahteve koji se nameću u savremenoj stomatologiji.

Pojava prvih kompozitnih materijala sedamdesetih godina prošlog veka, koji imaju sposobnost posrednog vezivanja za tvrda zubna tkiva, predstavlja pravo revolucionarno rešenje i odgovor na nove izazove u restaurativnoj stomatologiji. Da bi našli svoju kliničku primenu kompoziti su morali da budu prilagođeni svim promenljivim uslova koji vladaju u usnoj duplji (pH vrednost, temperatura i mastikatorni pritisak) i pritom da ispune sve funkcionalne i estetske zahteve. Pljuvačka ima pH vrednost od 4 do 8,5, ali unošenjem kiselih pića ili nekih lekova, ta vrednost se lako menja. Takođe, temperatura u usnoj šupljini se kreće od 32 do 37 °C, dok

unošenjem različite hrane i pića može varirati u rasponu od 0 do 70 °C. Mastikatorno opterećenje na površini zuba može dosegnuti veličinu od 0 do 50 N/mm² (24). Kako bi kompoziti mogli da podnesu ovako dinamične promene, neophodno je da pored biokompatibilnosti poseduju i visoko izražene fizičko-mehaničke osobine (tvrdoća, čvrstoća, elastičnost, otpornost na abraziju, stabilnost boje). Zahvaljujući ovakvim superiornim karakteristikama kompoziti su vrlo brzo postali materijal izbora za restauraciju zubnih kaviteta, a njihov sastav se konstanto menja i dalje usavršava. Međutim, pored brojnih pozitivnih osobina, kompoziti imaju i neka nepoželjna svojstva, kao što su: polimerizaciona kontrakcija i stres, termička i higroskopna ekspanzija.

2.2.1. Sastav kompozitnih materijala

Kompozitni materijali se sastoje iz tri osnovna dela:

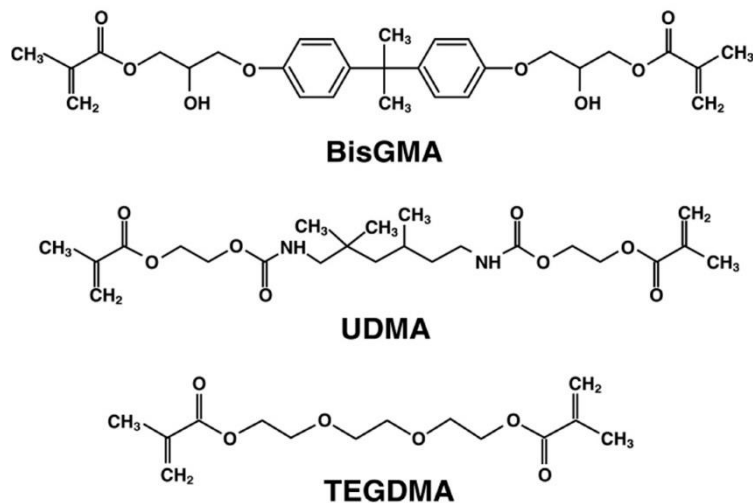
- organski matriks
- neorganski punioci
- vezujući agens

Osim osnovnih sastojaka, u cilju poboljšanja njihovih svojstava, kompozitni materijali mogu sadržati i male količine (0,1%) brojnih drugih dodataka, kao što su: stabilizatori boje, inicijatori i inhibitori polimerizacije, rentgen-contrastna sredstva i dr (25).

2.2.1.1. Organski matriks

Doprinos razvoju kompozita dali su brojni istraživači, a najznačajniji među njima je sigurno *Rafael L. Bowen*, koji je 1956. godine razvio aromatski monomer bisfenol-A-glicidil-dimetakrilat (Bis-GMA) koji predstavlja osnovu većine kompozitnih materijala prisutnih na stomatološkom tržištu. Kompozitne smole koje sadrže BisGMA su postale poznate kao *Bowen-ove smole* (26). Organski deo čini 20-50% kompozitnih materijala i sastoji se od monomera (smole) koji umrežavanjem formiraju polimerni matriks. Najčešće korišćeni umreživački monomer u kompozitnim materijalima je pomenuti Bis-GMA (Slika 3), koji se zbog izuzetno visoke viskoznosti kombinuje sa drugim manje viskoznim komonomerima ili diluentima, kao što su: TEGDMA (Trieten-glikoldimetakrilat) i UDMA (Uretan-dimetakrilat) (27). Diluenti su izrazito fleksibilni i mobilni tokom polimerizacionog procesa, te povećavaju unakrsno povezivanje polimernih lanaca i stepen konverzije. Na taj način povećavaju čvrstoću kompozitnog materijala ali i stepen polimerizacione kontrakcije (28). Pored ovih postoji i niz

drugih oligomera, kao što su Bis-EMA (bisfenol-A-etilmetakrilat) i Bis-PMA (bisfenol-A-propilmetakrilat), koji se kombinuju sa kompozitnim smolama. Ove oligomere odlikuje niska viskoznost zbog toga što ne sadrže hidroksilne i estarske grupe (29).



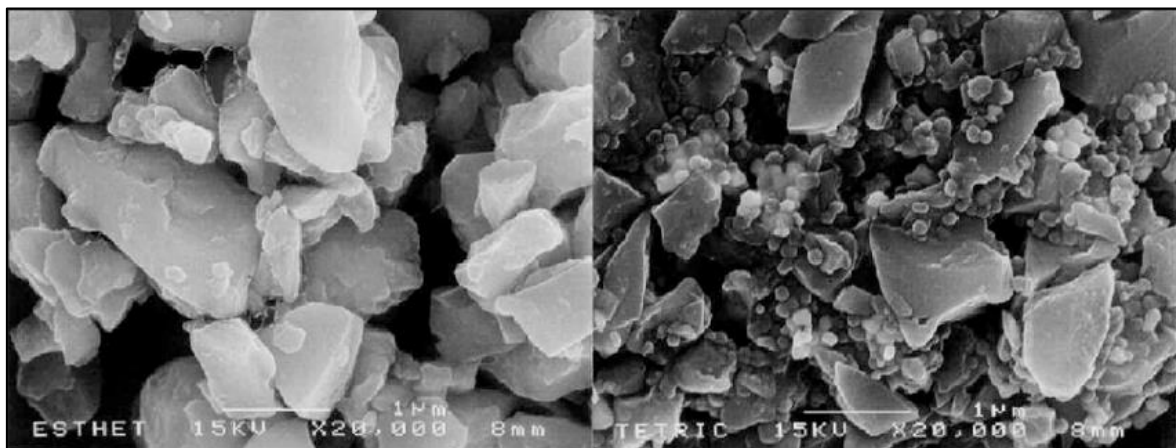
Slika 3. Molekularna struktura kompozitnih smola (30)

Konvencionalni kompoziti koji se koriste u svakodnevnoj stomatološkoj praksi imaju stepen polimerizacione kontrakcije 2-3%, koji je značajno manji u poređenju sa izmerenim vrednostima za Bis-GMA monomer od 5,2% i TEGDMA od 12,5%. Ovakva razlika se javlja zbog toga što najveći deo zapremine konvencionalnih kompozita čine čestice neorganskih punilaca (31).

Glavni nedostaci kompozitnih materijala, kao što su: polimerizaciona kontrakcija, poroznost, visok stepen termičke ekspanzije i apsorpcija vode, uglavnom potiču od organske komponente. U cilju kompenzovanja navedenih nedostataka, sastav kompozitnih materijala se konstantno menja, pa su tako uvedeni i alternativni organski matriksi na bazi silorana i ormocera. Siloranska smola se sastoji od hidrofobnog molekula siloksana i oksiranskog prstena, koji su odgovorni za poboljšana fizička svojstva ovih materijala. Otvaranjem molekulske strukture oksiranskog prstena dolazi do lokalne volumetrijske ekspanzije čime se do određene mere kompenzuje veličina polimerizacione kontrakcije kompozita (32). Rezultati brojnih studija potvrđuju značajno niži stepen kontrakcije (manji od 1%) kompozita na bazi silorana u poređenju sa kompozitima na bazi metakrilata (33,34). Kompoziti na bazi ormocera takođe ispoljavaju niži stepen polimerizacione kontrakcije (1,9%) u poređenju sa konvencionalnim, zahvaljujući činjenici da imaju približno isti koeficijent termičke ekspanzije kao i tvrda zubna tkiva. Zbog specifične strukture molekula ormocera, ovi kompoziti takođe imaju bolju marginalnu adaptabilnost i otpornost na abraziju (35).

2.2.1.2. Neorganski punioci

Neorganski deo kompozitnih materijala čine fino dispergovane čestice punilaca (filera), kao što su: kristalni kvarc, koloidni silicijum-dioksid, bor-silikatno staklo, alumo-silikati barijuma, stroncijuma, litijuma i cirkonijuma, koje se dodaju organskom matriksu do njegovog zasićenja. Čestice punilaca se dodaju u cilju poboljšanja fizičko-mehaničkih i estetskih svojstava kompozita (čvrstoća, tvrdoća, otpornost na abraziju, transparentnost), a njihova zastupljenost u kompozitnim materijalima se kreće između 50% i 80% (36). Mehanička svojstva kompozita zavise od oblika, veličine i količine čestica punilaca, a njihov odnos se razlikuje za različite kompozitne sisteme (Slika 4). Karakteristično je da veličina čestica pokazuje tendenciju smanjenja tokom vremena, a ubrzani razvoj nanotehnologije omogućio je proizvodnju nanopunjenih kompozitnih sistema sa superiornijim mehaničkim svojstvima. Čestice punilaca učestvuju u preraspodeli sila koje se generišu prilikom konverzije monomera u polimerne lance, i na taj način u velikoj meri determinišu stepen polimerizacione kontrakcije kompozita (37). Veća količina punilaca povoljno utiče na stepen polimerizacione kontrakcije, kao i na smanjenje apsorpcije vode. Međutim, ukoliko je sadržaj punilaca relativno visok, kompozitna smola postaje gušće konzistencije, i usled povećane viskoznosti postaje neprikladna za kliničku primenu (38).



Slika 4. Morfologija čestica neorganskih punilaca (39)

2.2.1.3. Vezujući agens

Vezujući agens predstavlja bipolarno jedinjenje koje obezbeđuje optimalnu vezu između neorganskog i organskog dela kompozita, time što se na jednom kraju vezuje jonskom vezom za čestice punilaca, a na drugom kraju kovalentnom vezom za monomere organskog matriksa. Najčešće vezivno sredstvo za povezivanje neorganskog i organskog dela kompozita

je silan. Procenat silana u kompozitnim materijalima je nizak, i iznosi 1-5%. Silanizirajući agens sprečava hidrolitičku degradaciju veze punilac/smola i omogućava pravilnu distribuciju opterećenja kompozitnog materijala u funkciji žvakanja (40).

2.2.2. Klasifikacija kompozita

Na stomatološkom tržištu je prisutan veliki broj različitih kompozitnih materijala a njihova klasifikacija je važna kako bi se stomatolozima olakšao izbor prema indikacijama u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Podela kompozitnih materijala se može izvršiti prema različitim kriterijumima, kao što su: hemijski sastav, konzistencija, boja i klinička primena.

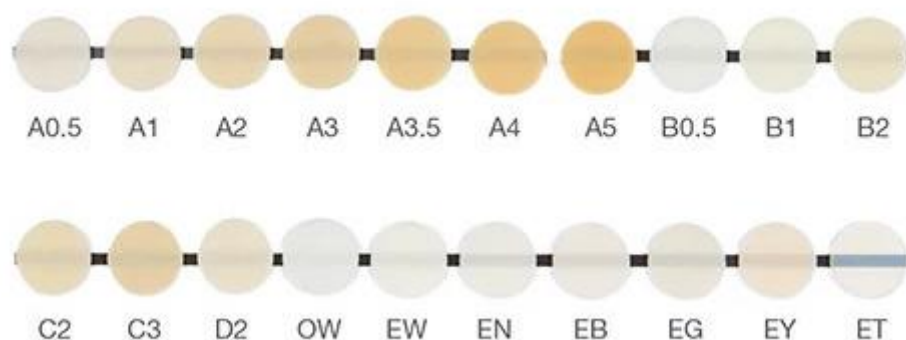
Klasifikacija kompozita na osnovu hemijskog sastava zasniva se na veličini/količini čestica neorganskih punilaca (Tabela 1) (41). Veći zapreminski udeo i prosečna veličina čestica osiguravaju dobra fizičko-mehanička svojstva materijala, ali sa druge strane kompromituju estetska svojstva kompozita usled slabe poliranosti i sjaja površine, čime su indikacije za njegovu primenu dosta ograničene. U cilju daljeg unapređenja estetskih, a uz očuvanje postojećih dobrih mehaničkih svojstava, evolucija savremenih kompozitnih materijala odvija se u pravcu smanjenja čestica neorganskih punilaca, koje su danas reda veličine nekoliko nanometara. Upravo na račun smanjenja veličine čestica punilaca omogućeno je dalje povećanje njihovog zapreminskog udela u ukupnom sastavu kompozita (42). Kompromisno rešenje predstavljeno je u vidu hibridnih kompozita, koji se sastoje od čestica različite veličine, čime su iskombinovana dobra mehanička svojstva makropunilaca i dobra estetska svojstva mikropunilaca. Na taj način se izbegavaju najvažniji nedostaci i jedne i druge vrste, i formira novi hibridni kompozitni materijal. Mikrohibridni i nanohibridni kompoziti su danas najzastupljeniji restaurativni materijali na stomatološkom tržištu (43).

Tabela 1. Podela kompozita prema neorganskom sastavu

Vrsta kompozita	Udeo punilaca	Veličina čestica
Makropunjeni	70 - 80 %	20 - 50 μm
Mikropunjeni	35 - 50 %	0,02 - 0,04 μm
Nanopunjeni	58 - 71 %	0,015 - 0,05 μm
Hibridni	70 - 77 %	0,04 - 5 μm
Tečni	30 - 50 %	0,6 - 1 μm

Prema konzistenciji kompozitni materijali sa mogu podeliti na visoko-viskozne (čvrste), nisko-viskozne (tečne) i dvostruko-polimerizujuće. Čvrsti kompoziti imaju znatno superiornija fizičko-mehanička svojstva od tečnih. Zbog nižeg zapreminskog udela punilaca, tečni kompoziti pokazuju slabija fizičko-mehanička svojstva, ali izražena sposobnost tečenja ovih materijala omogućava jednostavnije rukovanje i bolju adaptabilnost u nepristupačnim delovima kaviteta. Zbog slabe otpornosti na pritisak zahtevaju dodatni sloj visoko-viskoznog kompozita na površini kako bi se zaštilili od abrazivnog delovanja zuba antagonista, pa je njihova primena u područjima visokog opterećenja dosta ograničena. Koriste se uglavnom za zbrinjavanje cervikalnih defekata (V klasa po Black-u), za mikrokavitete i preventivne ispune, zalivanje fisura i jamica, i kao podloga, tj. stres apsorbirajući sloj (44). Dvostruko-polimerizujući kompoziti se svrtnjavaju kombinacijom hemijske i svetlosne polimerizacije i pogodni su za izradu kompozitnih nadogradnji i ispuna veće dubine (>5 mm) u jednom sloju. Polimerizacija površinskih slojeva se odvija trenutno pod dejstvom svetlosti, dok se polimerizacija dubljih slojeva nastavlja odloženo, hemijskim putem.

Prema boji, kompozitni materijali se mogu podeliti na opakne i translucetne (Slika 5). Opacitet i translucenciju određuje indeks refrakcije između organskog matriksa i čestica punilaca. Ako je indeks refrakcije matriksa veći od indeksa refrakcije punilaca, materijal je translucentan, dok je u suprotnom slučaju opak. Ove karakteristike kompozita su od značaja zbog toga što utiču na prodor svetlosti kroz materijal i efikasnost polimerizacije u dubljim slojevima.



Slika 5. Opacitet različitih nijansi kompozita (45)

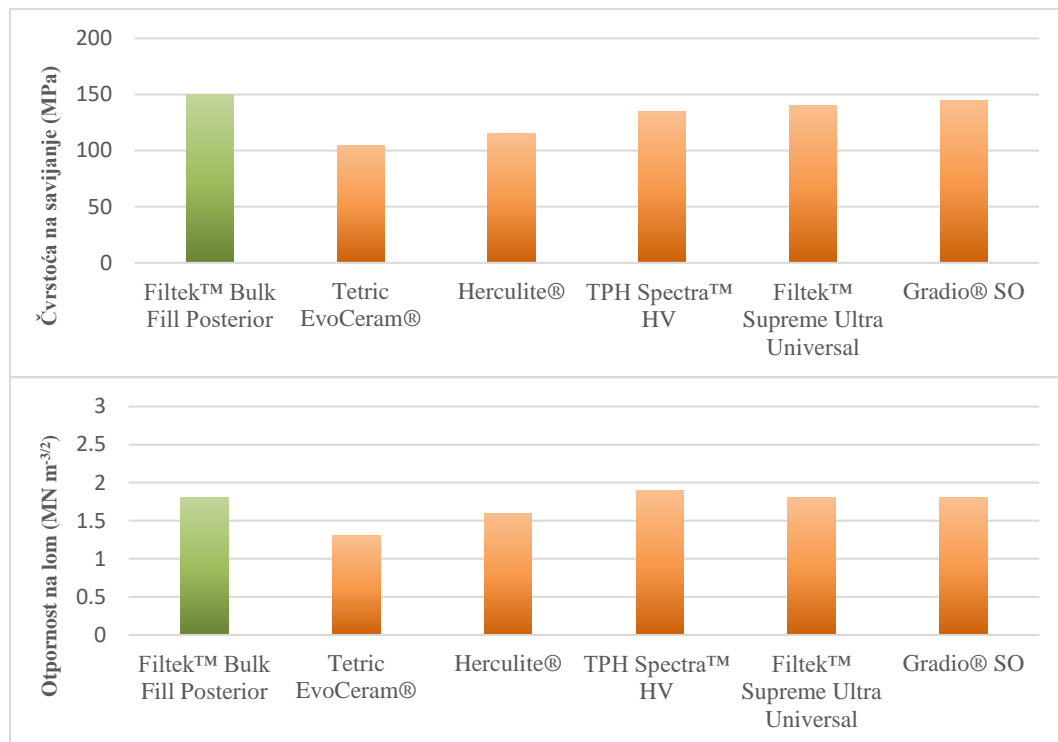
Prema kliničkoj primeni, razlikujemo kompozitne materijale za zalivanje fisura i jamica, za ispune, za privremene restauracije, za izradu nadogradnji i nadoknadu izgubljenog tvrdog zubnog tkiva.

2.2.3. Bulkfill kompoziti

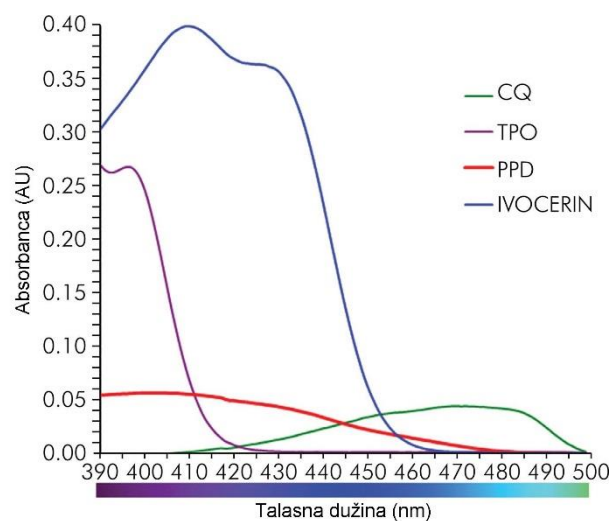
Bulkfill kompoziti predstavljaju najnoviju generaciju kompozita koja je nastala iz potrebe da se dalje unaprede fizičko-mehanička svojstva materijala i pojednostavi klinička procedura postavljanja ispuna. Glavna prednost bulkfill kompozita nad konvencionalnim je mogućnost aplikovanja “*bulk*” tehnikom, u jednom sloju debljine 4-5 mm, čime se značajno skraćuje radno vreme u ustima pacijenta. Modifikacijom njihovog hemijskog sastava omogućena je veća dubina polimerizacije dok su fizičko-mehanička svojstva zadržana na visokom nivou, kao kod konvencionalnih kompozita. Izmene u sastavu bulkfill kompozita u odnosu na konvencionalne ogledaju se u primeni novih funkcionalnih monomera, prepolimerizovanih čestica neorganskih punilaca, modifikatora viskoznosti i potentnijih fotoinicijatora (46).

Modifikacija organskog matriksa bulkfill kompozita ogleda se u uvođenju novih metakrilatnih monomera, kao što je aromatski uretan dimetakrilat (AUDMA) visoke molekulske težine, čime se postiže relaksacija i smanjenje stresa prilikom formiranja polimerne mreže. Modifikacija neorganskog dela bulkfill kompozita podrazumeva uvođenje prepolimerizovanih čestica punilaca i “stres-oslobađajućih” faktora koji imaju mali modul elastičnosti, zbog čega se prilikom polimerizacije ekspandiraju poput opruge među česticama punilaca, čime se kompenzuje polimerizaciona kontrakcija i stres. Za razliku od konvencionalnih, neorganski deo bulkfill kompozita sastoji se od većih čestica u manjim količinama, čime je smanjena refleksija i povećana transmisija svetlosti do većih dubina. Iako sadrže manji udeo punilaca, bulkfill kompoziti imaju slična fizičko-mehanička svojstva kao i konvencionalni kompoziti (Slika 6). Razlika u stepenu konverzije na površini i dubini od 4mm, za većinu bulkfill kompozita iznosi manje od 10%, što je dokaz optimalne polimerizacije i delova kompozita koji su najudaljeniji od izvora svetlosti (47).

Polimerizacija bulkfill kompozita na dubini 4-5 mm moguća je i zahvaljujući prisustvu specifičnih fotoinicijatora (Ivocerin®, Lucirin® TPO, PPD) koji su zbog većeg stepena kvantne efikasnosti znatno reaktivniji od kamforhinona (CQ), koji se najčešće koristi kod konvencionalnih kompozita (Slika 7). Bulkfill kompoziti takođe sadrže i filter od svetlosnih inhibitora koji omogućava duže radno vreme pri rukovanju materijalom jer umanjuje njegovu senzitivnost na okolno svetlo, ne umanjujući pritom polimerizaciju materijala plavim svetlom (48).



Slika 6. Fizičko-mehanička svojstva bulkfill kompozita u poređenju sa najčešće korišćenim brendovima konvencionalnih kompozita



Slika 7. Uporedni prikaz spektralnih apsorpcionih profila različitih fotoinicijatora (49)

Imajući u vidu njihove karakteristike, bulkfill kompoziti su prvenstveno indikovani za restauracije kaviteta I, II i V klase u bočnoj regiji, kao i za ispune na mlečnim zubima. Zbog kraćeg vremena postavljanja ispuna, bulkfill kompoziti su odličan izbor kod dece i anksioznih pacijenata koji imaju strah od stomatoloških intervencija. Primena u frontalnoj regiji je ograničena zbog neodgovarajućih estetskih svojstava koja su uslovljena povećanom translucenijom materijala kako bi se omogućila optimalna polimerizacija na većim dubinama.

2.3. Svetlosna polimerizacija

Kompozitni materijali koji se koriste u restaurativnoj stomatologiji očvršćavaju reakcijom adicione polimerizacije pri čemu nastaje polimerna mreža u kojoj ostaju zarobljene čestice neorganskih punilaca. Polimerizacija kompozita se odvija kroz tri faze:

1. Inicijacija - pobuđivanjem i razgradnjom molekula inicijatora i koinicijatora dolazi do oslobađanja primarnog radikala koji adicionom reakcijom sa prvim monomerom stvara novi slobodni radikal koji dalje reaguje sa drugim monomerima stvarajući polimerne lance preko dvogubih C=C veza;
2. Propagacija - dvostruke C=C veze konvertuju se u jednogube kovalentne C-C veze koje omogućavaju uzastopnu adiciju velikog broja molekula monomera
3. Terminacija - povećanjem stepena konverzije dolazi do međusobne reakcije nastalih slobodnih radikala i zaustavljanja procesa polimerizacije.

Polimerizacija se može aktivirati hemijskim putem ili svetlosno, zavisno od vrste inicijatora koji sadrže kompozitni materijali. Fotopolimerizacija je danas najčešći vid polimerizacije i deo svakodnevnih aktivnosti u radu stomatologa. Prednost svetlosno-polimerizujućih kompozitnih smola je u tome što se brzina polimerizacije materijala može kontrolisati pomoću svetlosnog izvora. Ovi materijali u sebi sadrže fotoinicijatorski sistem koji se aktivira elektromagnetnim zračenjem vidljivog dela spektra (plava svetlost). Najčešće korišćeni fotoinicijator je kamforhinon, koji reaguje u spektralnom opsegu 400-500 nm, sa maksimumom apsorpcije na 468 nm. Prosvetljavanjem kompozita plavim svetlom, uskog raspona talasnih dužina koje odgovaraju apsorpcionom spektru fotoinicijatora, započinje proces stvrdnjavanja kompozita. Aktivirani kamforhinon reaguje sa koinicijatorom na bazi tercijarnog amina pri čemu nastaju slobodni radikali i pokreće se proces adicione polimerizacije (50).

Na početku polimerizacionog procesa organski matriks je u viskozno-plastičnoj formi koja mu omogućava tzv. fenomen "tečenja". U toj fazi molekuli monomera se još uvek mogu pomerati i zauzimati nove položaje u polimernom lancu. Napredovanje polimerizacionog procesa karakteriše povećanje viskoznosti materijala i postepeni prelaz u gel stanje. Tačka u kojoj više nije moguće bilo kakvo kretanje naziva se gel-tačka, a označava prelaz iz pre-gel u post-gel fazu. Usled pomeranja i prostorne reorganizacije molekula monomera u pre-gel fazi dolazi do promene zapremine kompozita u toku polimerizacije (51). Kvalitet polimerizacije kompozitnih materijala u velikoj meri zavisi od njihovog hemijskog sastava i uslova svetlosne

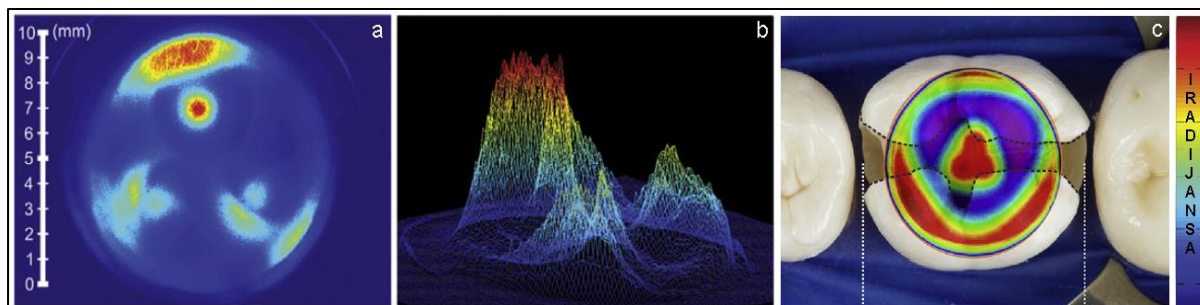
polimerizacije, a najbolje se može proceniti na osnovu sledećih parametara: stepen konverzije, dubina svetlosne polimerizacije i stepen polimerizacione kontrakcije.

2.3.1. Stepen konverzije

Stepen konverzije kompozitnih materijala predstavlja procenat dvostrukih C=C veza konvertovanih u jednostruke C-C veze tokom polimerizacionog procesa. To je veoma važan parameter u proceni kvaliteta i dugotrajnosti kompozitnog ispuna jer direktno utiče na njegova fizičko-mehanička svojstva i determiniše stepen polimerizacione kontrakcije i otpornost na abraziju. Visok stepen konverzije osigurava dobra fizičko-mehanička svojstva kompozitnog materijala ali sa druge strane, za posledicu ima veću polimerizacionu kontrakciju i generisanje stresa. Za većinu kompozitnih materijala vrednosti stepena konverzije se kreću u opsegu 55-65% (52).

Hemijska struktura monomera, udeo i veličina čestica neorganskih punilaca, koncentracija i vrsta fotoinicijatora u velikoj meri utiču na stepen konverzije. Povećanjem količinskog udela i veličine čestica neprozirnih punilaca, stepen konverzije se progresivno smanjuje. Ovo se dešava usled većeg rasipanja svetlosnih zraka pri kontaktu sa česticama punilaca, pa dolazi do smanjene transmisije svetlosti kroz slojeve kompozitnog materijala (53).

Stepen konverzije određuju i intenzitet emitovane svetlosti, spektar talasnih dužina i vreme ekspozicije. Jači intenzitet emitovanog svetla i duža polimerizacija dovode do većeg stepena konverzije. Međutim, i jedno i drugo prati veći temperaturni porast i nepotrebno zagrevanje kompozitnog materijala i samog zubnog tkiva. Na ovaj način povećava se mogućnost termičkog oštećenja pulpe, naročito kod dubokih kaviteta sa malom debljinom preostalog dentina (Slika 8) (54).



Slika 8. Neravnomerna distribucija iradijancije: a) 2D prikaz na vrhu lampe, b) 3D prikaz na vrhu lampe, c) 2D prikaz na zubu (55)

Sa druge strane, nedovoljan intenzitet svetla i neodgovarajuće vreme osvetljavanja mogu rezultovati lošijom polimerizacijom i nepotpunom konverzijom monomera u polimer, naročito u dubljim delovima kaviteta. Posledice se ogledaju u smanjenoj kliničkoj vrednosti finalne restauracije usled lošijih fizičko-mehaničkih svojstava kompozita i citotoksičnog efekta rezidualnog neizreagovalog monomera na vitalno tkivo zubne pulpe (56).

Poznato je da citotoksičnost monomera opada tokom polimerizacije i nakon potpune polimerizacije on postaje potpuno netoksičan. Zbog toga se danas kod pravilne fotopolimerizacije kompozita, citotoksični uticaj monomera na vitalnu pulpu u potpunosti isključuje, a u prvi plan se stavlja prodor mikroorganizama kroz mikropukotinu nastalu zbog polimerizacione kontrakcije (57).

Iz svega navedenog, jasno je da postoje određeni parametri svetlosne polimerizacije na koje se donekle može uticati kako bi se osigurali kvalitet i dugotrajnost kompozitnog ispuna. Na kliničaru je da, u skladu sa situacijom, izabere odgovarajući kompozitni materijal i prilagodi uslove fotopolimerizacije (intenzitet, vreme ekspozicije, talasna dužina) kako bi osigurao maksimalnu konverziju, uz minimalne negativne efekte polimerizacione kontrakcije i porasta temperature.

2.3.2. Dubina svetlosne polimerizacije

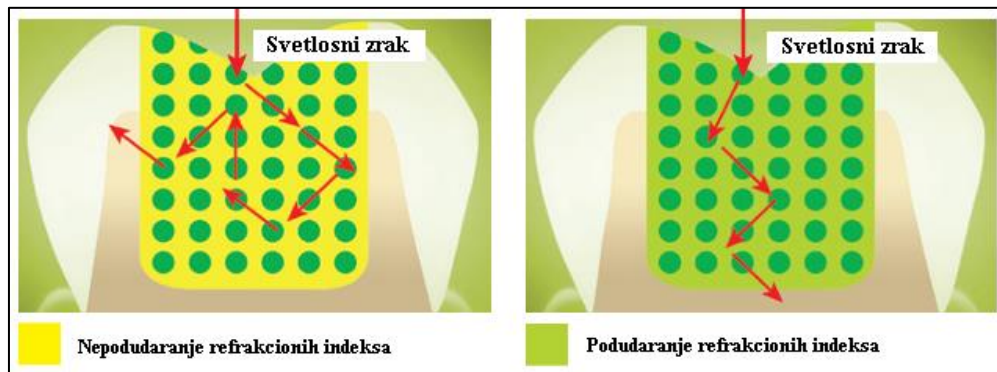
Jedan od osnovnih parametara koji ukazuju na kvalitet polimerizacije je i debljina polimerizovanog sloja kompozitnog materijala. Kod kompozitnih materijala je ograničena dubina polimerizacije na kojoj se može postići zadovoljavajuća konverzija monomernih molekula u polimernu mrežu. Penetracija svetlosti kroz materijal zavisi od položaja i udaljenosti vrha lampe od površine ispuna, intenziteta svetlosne energije, trajanja ekspozicije, veličine i oblika čestica punilaca, kao i nijanse kompozita (58).

Povećanjem udaljenosti izvora svetlosti od površine kompozita smanjuje se intenzitet svetla, a samim tim i dubina polimerizacije. Studije pokazuju da za svakih 1 mm udaljavanja izvora od površine ispuna, intenzitet svetlosti opada za 10% (59). Stoga se preporučuje dobra kontrola pozicije uređaja za svetlosnu polimerizaciju, što je bliže moguće površini materijala i pod pravim uglom, kad god to uslovi u ustima dozvoljavaju. Adekvatno održavanje higijene svetlosnih izvora je takođe izuzetno važno, jer zaostali debris na vrhu provodnika može značajno umanjiti intenzitet svetlosti i kompromitovati dubinu polimerizacije (Slika 9) (60).



Slika 9. Primer kako dizajn vrha lampe, promena ugla i neodržavanje higijene mogu uticati na kvalitet svetlosne polimerizacije (61)

Utvrđeno je da za polimerizaciju površinskih slojeva ispunja dominantan faktor nije intenzitet svetlosti nego vreme ekspozicije. Uticaj intenziteta svetlosti na polimerizaciju najviše dolazi do izražaja u dubljim slojevima, pri čemu će slojevi kompozita dublji od 2 mm usled slabijeg intenziteta svetlosti biti gotovo nepolimerizovani. Prolaskom kroz slojeve kompozita intenzitet svetlosti opada usled rasipanja zraka (atenuacije) pri kontaktu sa česticama punilaca. Ovaj fenomen značajno utiče na prodornost svetlosti, a time i na stepen konverzije i dubinu polimerizacije. Što je veće rasipanje, to je manji prolaz svetla u dublje delove materijala. Minimalno rasipanje svetlosti dešava se samo u materijalima sa približno istim refrakcionim indeksom organskog matriksa i punilaca, i sa malim razlikama u veličini i distribuciji čestica neorganskih punilaca (Slika 10) (62).



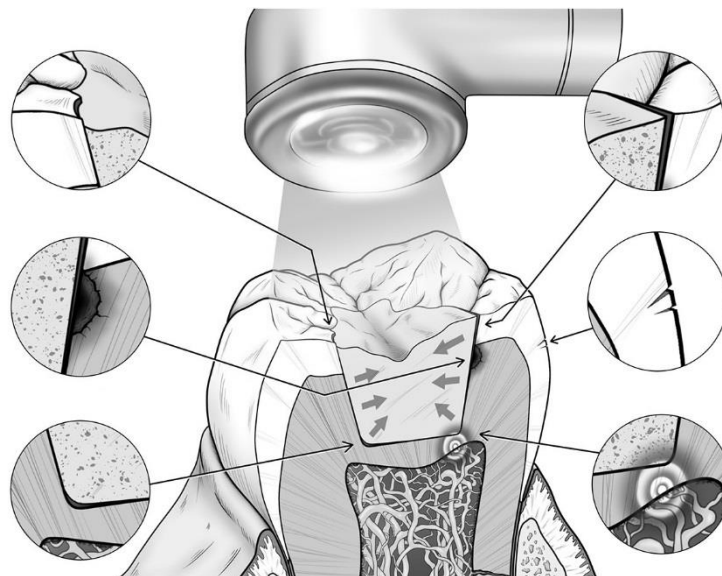
Slika 10. Rasipanje svetlosti prilikom fotopolimerizacije kompozita (63)

Optičke karakteristike kompozitnih smola, kao što su nijansa i translucencija, takođe utiču na polimerizaciju samog materijala. Istraživanja su pokazala da tamnije nijanse kompozita s većim opacitetom imaju manju dubinu polimerizacije u poređenju sa svetlijim, translucentnijim kompozitima. Većina bulkfill kompozita ima visoku translucenciju, što omogućuje dublje prodiranje polimerizacione svetlosti (64).

2.3.3. Polimerizaciona kontrakcija

Savremeni kompozitni materijali koji se danas koriste u restaurativnoj stomatologiji imaju polimerizacionu kontrakciju 1-6 %, a ona zavisi od brojnih faktora, kao što su: volumen i hemijski sastav materijala, tehnika aplikovanja, konfiguracija kaviteta i uslovi polimerizacionog procesa. Skupljanje kompozitnih smola prilikom svetlosne polimerizacije nastaje usled smanjenjainter-molekuskog rastojanja između monomernih jedinica. Polimerizacijom materijala nestaju Van der Walsove i vodonične veze između molekula monomera a stvaraju se kovalentne veze u polimeru, pri čemu se prosečna udaljenost između monomera od 0,3-0,4 nm smanjuje na 0,15 nm. Koncentracija reaktivnih grupa određuje sposobnost polimerne mreže za ostvarivanje prostorne konfiguracije koja bi minimalizovala polimerizacionu kontrakciju. Monomeri veće molekulske težine, kao i veći sadržaj punilaca, uzrokuju manju kontrakciju. Odnos matriks/punilac takođe ima značajnu ulogu u nastanku kontrakcije i stresa unutar kompozitne strukture (65,66).

Pri polimerizaciji slobodnog dela materijala, skupljanje se događa prema centru mase objekta, međutim kod ispuna to nije uvek slučaj jer na skupljanje i stres utiče konfiguracija kaviteta. U kliničkim uslovima, kada je materijal adhezivno vezan za rigidne zidove kaviteta, skupljanje se odvija između naspramnih vezivnih površina, a zbog ograničene deformacije materijala nastaju tenzione sile koje se koncentrišu u predelu adhezivnog međuspoja ispun-zub. Kada vrednost napona usled polimerizacione kontrakcije nadmaši jačinu adhezivne veze između kompozita i zidova kaviteta, dolazi do pucanja adhezivne veze i posledičnog nastanka mikropukotine i mikrocurenja (Slika 11).



Slika 11. Posledice polimerizacione kontrakcije kompozitnog ispuna (67)

Sa druge strane ako je snaga adhezivne veze jača od generisanog stresa, polimerizaciona kontrakcija se kompenzuje na drugačiji način, deformacijom materijala ili zidova kaviteta, odnosno nastankom kohezivnih fraktura u samom materijalu ili u marginalnoj gleđi i dentinu (68). Kako bi se polimerizaciona kontrakcija svela na minimum, istraživanja su usmerena na unapređenje hemijskog sastava kompozitnih materijala i uvođenje savremenih svetlosnih izvora sa modifikovanim svetlosno-polimerizujućim protokolima.

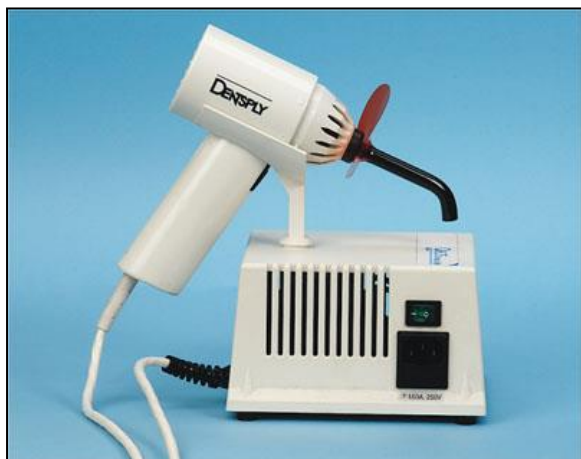
2.3.4. Svetlosni izvori

Savremena restaurativna stomatologija se ne može zamisliti bez svetlosno-polimerizujućih kompozitnih materijala. Primena svetlosne polimerizacije u stomatologiji datira s kraja 60-tih godina dvadesetog veka. U početku su se lampe koristile za polimerizaciju materijala za zalivanje fisura, a kasnije i materijala za ispune. Da bi se ostvarila kvalitetna polimerizacija materijala, između ostalog, neophodan je i pravilan izbor odgovarajućeg svetlosnog izvora.

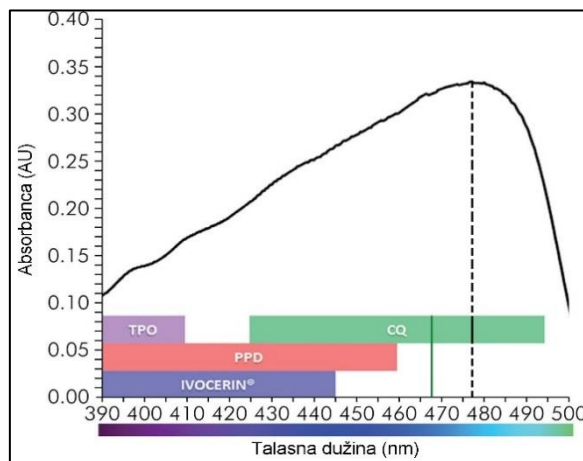
Zahvaljujući ogromnom tehnološkom napretku dentalne industrije svetlosni izvori brzo i značajno menjaju svoj izgled i karakteristike. Stomatolozi su danas suočeni sa širokim izborom svetlosno-polimerizujućih materijala i svetlosnih izvora, i često imaju dilemu o najboljem izboru za potrebe svoje kliničke prakse. Veliki broj različitih svetlosnih izvora prisutnih na stomatološkom tržištu može ponekad delovati zbunjujuće za stomatologe, pogotovo ukoliko nisu upoznati sa njihovim osnovnim karakteristikama (69).

Svi izvori svetlosti koji se primenjuju za polimerizaciju stomatoloških materijala mogu se svrstati u dve osnovne grupe. Hronološki, prvoj grupi pripadaju svetlosni izvori koji proizvode belu svetlost koja se posebnom filterima prevodi u plavu svetlost talasne dužine između 400 i 500 nm. Svetlosne jedinice ove vrste su konvencionalne halogene lampe i ksenonski (plazma) izvori. Druga grupa obuhvata svetlosne izvore koji primarno proizvode plavu svetlost vidljivog dela spektra, i u ovu grupu izvora spadaju argonski laseri i plave svetlosno-emitujuće (LED) diode (70).

Sve do nedavno najzastupljeniji izvor svetlosti za polimerizaciju kompozitnih materijala bile su halogene (QTH) lampe (Slika 12) koje su smatrane zlatnim standardom svetlosne polimerizacije. Ovi izvori emituju izuzetno širok spektar energije u oblasti vidljive svetlosti koji je neadekvatan za polimerizaciju materijala. U cilju eliminisanja dela zračenja koje se ne koristi za polimerizaciju koriste se različiti apsorpcioni filteri (71). Halogene lampe obezbeđuju konstantnu svetlosnu energiju u rasponu talasnih dužina između 400 i 500 nm, što odgovara apsorpcionom spektru fotoinicijatora. Međutim, vrhunac emisionog spektra lampe odstupa od apsorpcionog maksimuma kamforhinona (Slika 13), te emitovana svetlosna energija nije maksimalno iskorišćena. Iz tog razloga, za kompletnu polimerizaciju ispunjena neophodno je duže vreme ekspozicije od 20 do 60s. Intenzitet svetlosti na izlazu lampe je najčešće 5-8 kW/m², iako danas postoje i halogene lampe s eksitansom većom od 10 kW/m². Jedan od osnovnih nedostataka ovih izvora za polimerizaciju je taj sto halogene sijalice, reflektor i filter, slabe tokom vremena zbog razvoja visokih temperatura, pa se značajno smanjuje izlazna snaga svetla što negativno utiče na kvalitet polimerizacije. Zbog toga se kod ovih uređaja insistira na merenju i proveru emitovanog svetlosnog fluksa nakon svakih 6 do 12 meseci upotrebe (72).

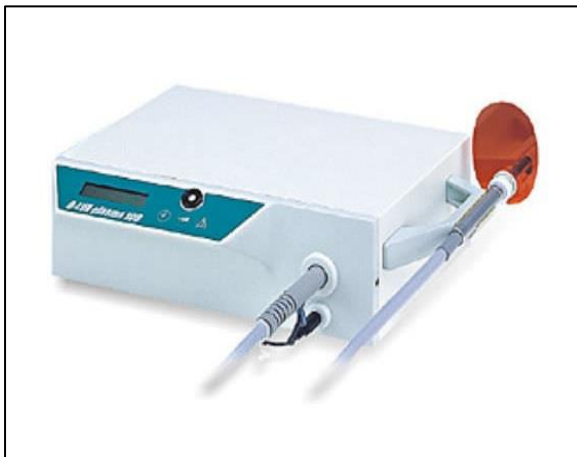


Slika 12. Halogena (QTH) lampa (73)

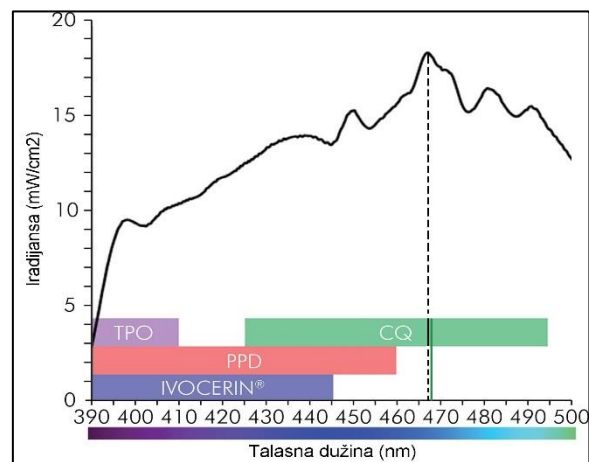


Slika 13. Emisioni profil QTH lampe u odnosu na apsorpcioni spektar korišćenih fotoinicijatora (49)

Ksenonske (plazma) lampe (Slika 14) emituju spektr čije su talasne dužine u oblasti vidljive svetlosti, a specifične su po tome što je vrhunac emisionog spektra najizraženiji upravo u opsegu plave boje, gde je i maksimum apsorpcionog spektra kamforhinona koji je prisutan u preko 90% svetlosno-aktivirajućih materijala (Slika 15). Tipična vrednost eksitanse plazma lampi je oko 13 kW/m², što je duplo više u odnosu na halogene lampe. Zahvaljujući činjenici da plazma lampe imaju vrhunac spektra na pogodnoj talasnoj dužini, vreme osvetljavanja je veoma kratko i iznosi svega nekoliko sekundi (74). Intenzitet svetlosti i vreme ekspozicije su obrnuto proporcionalne veličine, pa lampe veće eksitanse omogućavaju da vreme osvetljavanja bude kraće. Međutim, kintetika polimerizacije nije baš tako jednostavna, pa je za optimalnu polimerizaciju najdubljih slojeva materijala pored dovoljnog intenziteta svetlosti neophodno i dovoljno dugo vreme ekspozicije. Nedostaci ksenonskih izvora svetlosti ogledaju se u nekompletnoj polimerizaciji i smanjenoj dubini, relativno brzom propadanju elektroda, kao i razvijanju znatne količine toplotne energije tokom polimerizacije koja može predstavljati rizik po zubnu pulpu (75).



Slika 14. Plazma lampa (PAC) (76)

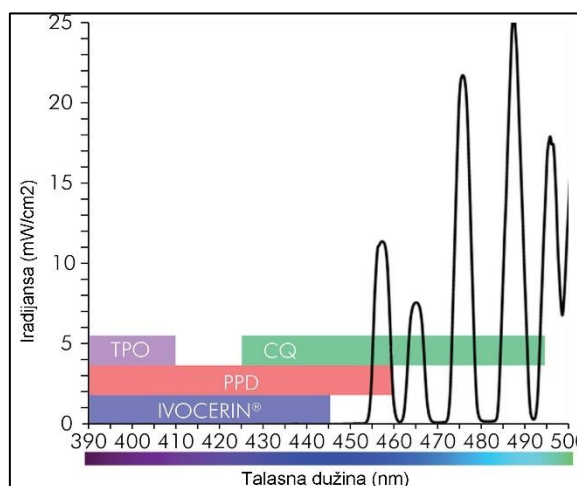


Slika 15. Emisioni profil plazma lampe u odnosu na apsorpcioni spektar najčešće korišćenih fotoinicijatora (49)

Laser je poslednjih godina takođe postao aktuelan svetlosni izvor za polimerizaciju kompozitnih materijala zbog svojih superiornih karakteristika (Slika 16). Naime, laser ima izuzetno usku spektralnu emisiju zračenja, pri čemu raspon talasnih dužina iznosi svega 40 do 45 nm i značajno je manji u poređenju sa drugim izvorima svetlosti (77). U praksi se najčešće primenjuje argonski laser koji emituje monohromatsku plavu svetlost talasne dužine 488 nm koja odgovara apsorpcionom spektru fotoinicijatora kamforhinona (Slika 17). Fotoni laserske svetlosti su fokusirani u snop pa prilikom prolaska svetlosti kroz materijal ne dolazi do rasipanja svetlosne energije. Zahvaljujući koherentnosti laserskog zraka ostvarena je veća konzistencija iradijance na izlazu i omogućena brža i efikasnija polimerizacija materijala. Ovakve karakteristike lasera omogućavaju polimerizaciju kompozita za 5 do 10s, a skraćeno vreme ekspozicije ne utiče negativno na fizičko-hemijske karakteristike materijala (78). Međutim, iako poboljšavaju kvalitet i brzinu polimerizacije kompozitnih materijala, laseri kao i drugi svetlosni izvori imaju i svoje nedostatke. Neke od zamerki su veličina same aparature, razvoj značajne količine toplotne energije koja može oštetiti okolna tkiva i visoka cena, nepristupačna većini stomatologa.



Slika 16. Argon laser (49)

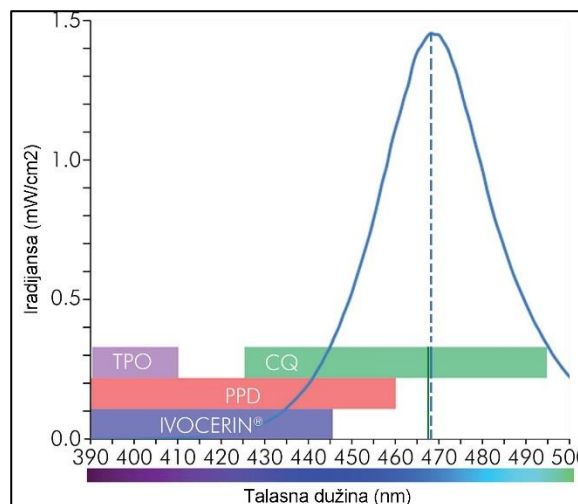


Slika 17. Emisioni profil argon lasera u odnosu na apsorpcioni spektar najčešće korišćenih fotoinicijatora (49)

Težnja za brzom i kvalitetnom polimerizacijom kompozitnih materijala pronašla je svoje rešenje u LED svetlosnim izvorima (Slika 18). Glavna prednost ovih izvora svetlosti je u tome što poseduju maksimalnu iradijansu na talasnoj dužini od 465 nm, dok je apsorpcioni maksimum fotoinicijatora kamforhinona koji se nalazi u većini kompozitnih materijala 468 nm (Slika 19). Ovo znači da se emitovana svetlosna energija maksimalno angažuje u procesu polimerizacije, čime je omogućeno kraće vreme ekspozicije uz zadovoljavajuću dubinu i kvalitet polimerizacije materijala (79).



Slika 18. LED lampa (80)



Slika 19. Emisioni profil LED lampe u odnosu na apsorpcioni spektar najčešće korišćenih fotoinicijatora (49)

Zahvaljujući emisionom spektru koji ima vrhunac na pogodnoj talasnoj dužini, LED svetlosni izvori su mnogo efikasniji od halogenih (u odnosu na vreme ekspozicije), a uz to imaju i značajno manji utrošak energije (81). Osim navedenih, prednosti LED lampi u odnosu na halogene su mnogostruke. LED lampe imaju višestruko duži vek trajanja (oko 100 000 radnih sati) u poređenju sa halogenim (oko 50 radnih sati), i tokom radnog veka ne menjaju svoje osobine. Takođe, LED lampe ne zahtevaju filtere i manje se zagrevaju tokom rada jer za izvor imaju plave fotodiode, a ne užareno vlakno. I na kraju, LED lampe omogućavaju različite režime osvetljavanja koji optimalno odgovaraju sastavu materijala koji se polimerizuje (82). Međutim, sve prednosti LED lampe mogu biti poništene ukoliko materijal sadrži fotoinicijator za čije aktiviranje je potrebna svetlost talasne dužine koja se daleko razlikuje od maksimuma spektra LED lampe. Zbog toga je, pored poznavanja osnovnih karakteristika svetlosnih izvora (iradijansa i talasna dužina), neophodno i poznavanje svetlosne senzitivnosti restaurativnog

materijala (vrsta fotoincijatora i njegova talasna dužina), da bi se postigla optimalna svetlosna polimerizacija.

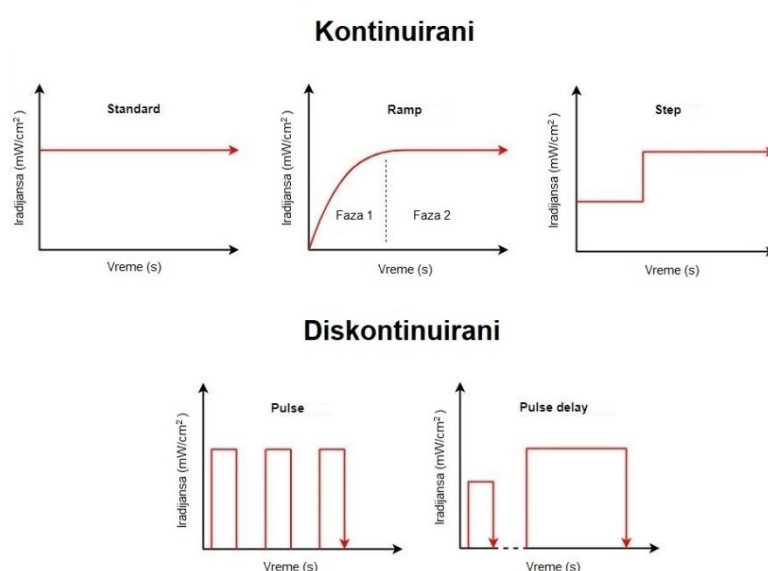
Pored iznalaženja odgovarajućeg odnosa između intenziteta i vremena ekspozicije, svakako najaktuelniji problem svetlosne polimerizacije vezan je za količinu i efekte stvorene toplotne energije koja može oštetiti pulpo-dentinski kompleks. Budući da postoji stalna težnja za skraćanjem radnog vremena u ustima pacijenta, jedno od rešenja je upravo primena lampi visokog intenziteta svetlosti na izlazu. Međutim, ne treba izgubiti iz vida činjenicu da je polimerizacija jedna vrsta egzotermne reakcije pri kojoj dolazi do oslobodanja toplote. Preteranim povećanjem intenziteta pogodne svetlosti inicira se suviše brza polimerizacija i za kratko vreme oslobađa se velika količina toplote. Pošto je kompozit slab provodnik, oslobođena toplota brzo zagreva materijal ali se i prenosi na okolinu. Osim toga, pri bržoj polimerizaciji obrazuju se kraći lanci, umrežavanje duž polimernog lanca je češće, i stvara se struktura manje homogenog materijala sa slabijim fizičko-mehaničkim svojstvima. Ovakvi negativni efekti brze polimerizacije se mogu delimično ili potpuno otkloniti primenom različitih režima osvetljavanja pomoću LED lampi (83).

2.3.5. Svetlosno-polimerizujući režimi

Kvalitetna svetlosna polimerizacija je jedan od osnovnih uslova za uspeh i dugotrajnost kompozitnih restauracija. Danas je na stomatološkom tržištu prisutan veliki broj svetlosnih izvora različite spektralne emisije i jačine, kao i veliki broj svetlosno-polimerizujućih materijala različitog hemijskog sastava. Radi optimalnog kliničkog uspeha kompozitne restauracije, polimerizacioni protokol se mora uskladiti sa osobinama materijala. Neadekvatna svetlosna polimerizacija može imati negativne posledice na fizičko-mehaničke osobine finalne restauracije.

Dok proizvođači forsiraju svetlosne izvore velikog intenziteta u cilju skraćanja radnog vremena, negativne posledice prejake i prebrze polimerizacije kompozitnih materijala ogledaju se u značajnom porastu polimerizacione kontrakcije i rezidualnog stresa. Sa druge strane, nedovoljno svetlosne energije dovodi do smanjene konverzije i zaostajanja rezidualnog monomera koji doprinosi slabim mehaničkim osobinama materijala i može difundovati prema pulpi gde ispoljava genotoksične i citotoksične efekte (84). Zbog toga je jako važno poznavati minimum intenziteta svetlosne energije koja je neophodna za postizanje optimalne konverzije i mehaničkih osobina materijala, uz minimalan stepen polimerizacione kontrakcije i zaostalog stresa.

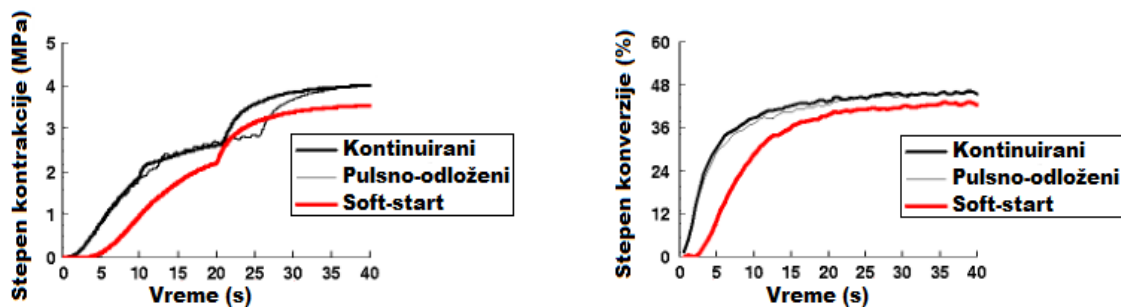
Savremene LED lampe, osim standardnog režima (*full power*) sadrže i druge modifikovane svetlosno-polimerizujuće režime, kao što su: *ramp*, *step*, *pulse*, *pulse-delayed* itd. Ovi režimi se razlikuju u zavisnosti od toga kako se intenzitet i kontinuitet svetlosti menja u funkciji vremena, i mogu biti kontinuirani ili diskontinuirani (Slika 20). Većina modifikovanih svetlosno-polimerizujućih režima u inicijalnoj fazi polimerizacionog ciklusa koristi nižu iradijansu koja vremenom raste do punog intenziteta. Svrha smanjenog intenziteta svetlosne energije na početku polimerizacionog ciklusa je bolja kontrola kontrakcionih sila, usporavanje polimerizacije i unakrsnog povezivanja polimernih lanaca, odlaganje dostizanja gel-tačke i produženje viskozno-elastične faze materijala. U nastavku polimerizacije primenom svetlosti punog intenziteta osiguravaju se zadovoljavajuća mehanička svojstva kompozita.



Slika 20. Uporedni prikaz karakteristika različitih svetlosno-polimerizujućih režima

Rezultati prethodnih laboratorijskih istraživanja ukazuju na značajne prednosti modifikovanih svetlosnih režima koje se ogledaju u smanjenom razvoju kontrakcionog stresa i boljem marginalnom pripoju između kompozita i dentina, uz očuvanje visokog nivoa mikro-mehaničkih karakteristika finalne restauracije (Slika 21) (85,86). Međutim, u kliničkoj praksi se pokazalo da takvi benefiti vrlo često izostaju. Različita klinička istraživanja su pokazala da ne postoji statistički značajna razlika u višegodišnjoj stopi uspešnosti između kompozitnih ispuna polimerizovanih modifikovanim i standardnim režimom (87,88).

Ovakve kontradiktornosti u nalazima mogu se objasniti nepostojanjem još uvek jasnog konsenzusa o tome koliko tačno iznosi minimalni intenzitet inicijalne svetlosti i koliko tačno traje inicijalna faza, a koliko faza polimerizacije punog intenziteta. U literaturi se mogu naći različiti podaci o inicijalnoj iradijansi koja se kreće od 116 do 400 mW/cm², kao i vremenu ekspozicije od 3 do 10s (89).



Slika 21. Uticaj soft-start svetlosnog režima na polimerizacionu kontrakciju i stepen konverzije, u poređenju sa kontinuiranim i pulsno-odloženim režimom. Uočava se da soft-start režim smanjuje polimerizacionu kontrakciju i usporava konverziju tokom vremena, dok kontinuirani i pulsno-odloženi režim imaju skoro identično dejstvo (85).

2.4. Adhezija

Adhezija se može definisati kao interakcija između površina dva različita materijala posredstvom adheziva. Adheziv je supstanca koja ima sposobnost vezivanja za različite materijale, a najvažniji korak u realizaciji adhezije je upravo ostvarivanje bliskog kontakta između adheziva i površine materijala. Glavni cilj restaurativne stomatologije je oduvek bio ostvarivanje snažne i dugotrajne veze između tvrdih zubnih tkiva i restaurativnih materijala (90). Međutim, ovaj proces adhezivnog vezivanja je izuzetno kompleksan, prvenstveno zbog histoloških razlika između gleđi i dentina. Činjenica da je dentin vlažniji i sadrži znatno više vode i organske komponente u odnosu na gleđ, čini ovo tkivo izuzetno složenim za ostvarivanje adhezivne veze sa ispunom. Takođe, prisustvo razmaznog sloja na površini dentina, u manjoj ili većoj količini, dodatno otežava adheziju. Razmazni sloj se formira usled instrumentacije dentina različitim borerima. Jačina veze između dentina i razmaznog sloja je mala i iznosi oko 5 MPa. Međutim, razmazni sloj prodire u površinske delove dentinskih kanalića i formira tzv. „čepove“, koji mogu smanjiti permeabilnost dentina i do 86%. Uspostavljanje adhezivne veze za dentin zavisi i od regionalnih varijacija u strukturi ovog tkiva, broja i orijentacije dentinskih kanalića, dubine kaviteta, permeabilnosti, starosti tkiva i dr (91).

Mehanizam adhezije kompozitnih materijala za dentin bazira se na principima mikromehaničke i hemijske veze. Mikromehanička veza ostvaruje se kroz dve faze, od kojih prva podrazumeva uklanjanje razmaznog sloja i formiranje mikroporoziteta na površini dentina čime se povećava retenciona površina, a druga faza obuhvata infiltraciju i polimerizaciju kompozitne smole unutar formiranih mikroporoziteta. Hemijska interakcija podrazumeva formiranje jonskih, kovalentnih i vodoničnih veza između funkcionalnih monomera i komponenti dentina (92).

Postupak nagrizanja kiselinom u cilju poboljšanja adhezivne veze za tvrda zubna tkiva prvi je demonstrirao Michael Buonocore 1955. godine, koji je predložio tretiranje gleđi 85% fosfornom kiselinom u trajanju od 30s (93). U narednim godinama istraživanja su pokazala da je koncentracija fosforne kiseline previsoka, pa je prvobitno smanjena na 50%, a kasnije i na sadašnjih 32-37%. Takođe, vreme nagrizanja ograničeno je na 15s zbog uticaja na strukturu ekspaniranih kolagenih vlakana. U zavisnosti od koncentracije i vremena delovanja, kiselina vrši potpuno uklanjanje ili modifikovanje razmaznog sloja, kao i dekalifikaciju neorganskog i modifikaciju organskog sadržaja dentina. Nakon ispiranja kiseline, nanosi se prajmer koji sadrži dve funkcionalne grupe – hidrofilnu i hidrofobnu. Hidrofilna grupa se vezuje za vlažnu dentinsku površinu a hidrofobna pokazuje afinitet za kompozitnu smolu. Pored toga što vlaži dentin, prajmer ima ulogu i da poveća njegovu površinsku energiju i pripremi ga za vezivanje za kompozitnom smolom. Tečna smola iz adheziva difunduje u otvorene dentinske kanaliće u obliku trnolikih produžetaka, infiltrira ekspaniranu kolagensku mrežu i formira jednu polimernu strukturu, koja se označava kao “hibridni sloj” ili smolom ojačan sloj dentina. Hibridni sloj je prvi put opisao Nakabayashi 1982. godine, kao interdifuzijsko područje koga čine smola, kolagena vlakna i delimično demineralizovani intertubularni i intratubularni dentin (94). Posredstvom hibridnog sloja omogućeno je povezivanje hidrofilnog dentina i hidrofobne kompozitne smole, i on se danas smatra osnovnim vezujućim mehanizmom savremenih adhezivnih sistema. Kvalitet hibridnog sloja zavisi od hemijskog sastava adhezivnog sistema i tehnike nanošenja.

2.4.1. Podela adhezivnih sistema

Porast estetskih zahteva u savremenoj stomatologiji, kao i potreba za što jednostavnijom kliničkom procedurom, doveo je do ubrzanog tehnološkog razvoja estetskih stomatoloških materijala, a samim tim i adhezivnih sistema. Za relativno kratak vremenski period razvijene su i predstavljene na tržištu stomatologije različite generacije adhezivnih

sistema, menjajući koncept restaurativne stomatologije od cementiranja i mehaničke retencije do adhezije direktnih i indirektnih zubnih nadoknada. Kako bi se poboljšala njihova klinička efikasnost, sastav adhezivnih sistema se konstantno menja i unapređuje, a novi proizvodi se neprekidno uvode u kliničku praksu. Poslednjih godina adhezivni sistemi su značajno unapređeni kako u smislu jačine veze za gleđ i dentin, tako i u smislu pojednostavljenja njihove kliničke primene. Stomatolozi danas imaju na raspolaganju ogroman izbor različitih adheziva, i ovakva situacija može dodatno zakomplikovati pravilan izbor odgovarajućeg adheziva u skladu sa indikacijama, tim pre što ne postoje pouzdane dugoročne studije o njihovoj kliničkoj efikasnosti. Podela adhezivnih sistema se može izvršiti na osnovu različitih kriterijuma, a opšte prihvaćena klasifikacija bazira se na broju komponenti koje ulaze u njihov sastav. U zavisnosti od toga da li se prilikom njihove aplikacije koristi zasebna faza kondicioniranja dentina ili ne, adhezivi se dele na totalno-nagrizajuće (*total-etch*) i samo-nagrizajuće (*self-etch*), a prema broju komponenti na 3-fazne, 2-fazne i 1-fazne (Slika 22).



Slika 22. Klasifikacija adhezivnih sistema (95)

2.4.1.1. Totalno-nagrizajući adhezivi

Primena *total-etch* adheziva podrazumeva prethodno nagrizanje površine gleđi i dentina jakim kiselinom (*etching*) u cilju potpunog uklanjanja razmaznog sloja i čepova iz dentinskih kanalića. Na ovaj način povećava se mikroretenciona površina i stvaraju pogodni uslovi za vezivanje sa adhezivom. Nagrizanje se uglavnom vrši 35-37% fosfornom kiselinom koja demineralizuje površinski sloj dentina do dubine od 3 do 5 μ m i eksponira mrežu kolagenih vlakana (96). Nakon kondicioniranja u trajanju 15-20s sledi ispiranje kiseline (*rinsing*) i sušenje vazduhom koji uzrokuje kolaps kolagene mreže. Zbog ovakvog načina aplikovanja svi *total-etch* adhezivi se često označavaju i kao *etch-and-rinse* adhezivi.

Prema broju komponenti koje ulaze u njihov sastav, totalno-nagrizajući adhezivni sistemi se mogu podeliti na 3-fazne i 2-fazne. Kod 3-faznih *total-etch* adheziva, nakon prve faze kondicioniranja i ispiranja, sledi druga faza nanošenja prajmera i sušenja vazduhom dok se ne dobije uniformna sjajna površina. Prajmer sadrži hidrofilne monomere rastvorene u acetonu, alkoholu ili vodi, i služi kao promoter adhezije. Aplikacija prajmera omogućava hidrofobnim smolama bolju infiltraciju u ogoljenu kolagenu mrežu nastalu delovanjem fosforne kiseline. Rastvor prajmera je jedan od glavnih faktora koji utiču na efikasnost vezivanja za tvrda zubna tkiva. Treća faza podrazumeva nanošenje hidrofobne adhezivne smole, blago izduvavanje površine vazduhom i svetlosnu polimerizaciju prema uputstvima proizvođača. U cilju pojednostavljenja adhezivne procedure, kod 2-faznih *total-etch* adheziva, druga i treća faza, odnosno prajmer i adheziv su spojeni u jedan rastvor.

Svaki od ovih adhezivnih sistema ima svoje prednosti i nedostatke koje imaju direktne kliničke implikacije. *In vitro* i *in vivo* istraživanja su pokazala da *total-etch* adhezivi mogu da ostvare snažnu adhezivnu vezu i za gleđ i za dentin, pri čemu 3-fazni adhezivi ostvaruju superiorniju vezu od 2-faznih. Snažna adhezivna veza se ostvaruje zahvaljujući dovoljnoj debljini hibridnog sloja (8-10 μm), kao i dovoljnom broju i dužini smolastih produžetaka u dentinskim kanalićima. Nedostaci totalno-nagrizajućih adhezivnih sistema uključuju: preveliku senzitivnost *etch-and-rinse* tehnike, mogućnost ekscesivnog nagrizanja ili isušivanja dentina, i postoperativnu preosetljivost. Međutim, i pored navedenih nedostataka, *total-etch* adhezivi se generalno i dalje smatraju „zlatnim standardom” među adhezivima (97).

2.4.1.2. Samo-nagrizajući adhezivi

Samo-nagrizajući adhezivni sistemi su uvedeni u kliničku praksu sa ciljem daljeg pojednostavljenja procedure izrade adhezivnih restauracija. Ovi adhezivi ne zahtevaju zasebnu fazu kondicioniranja gleđi i dentina prilikom njihove aplikacije, već se ona odvija istovremeno sa prajmingom, čime se skraćuje radno vreme u ustima pacijenta. Međutim, kiselina koja ulazi u sastav *self-etch* adheziva nije dovoljno jaka da izvrši potpuno uklanjanje razmaznog sloja sa površine dentina i čepova iz dentinskih kanalića. Prema stepenu kiselosti *self-etch* adhezivi su podeljeni na: blagi (*mild*) pH > 2, umereni (*intermediate*) pH 1-2, i jaki (*strong*) pH < 1. Po efikasnosti vezivanja za dentin, jaki *self-etch* adhezivi se bolje ponašaju od ostalih adheziva sa višom pH vrednošću i najpribližniji su zlatnom standardu *total-etch* adheziva (98). Jaka kiselost rezultira opsežnom demineralizacijom, hibridni sloj je debljine oko 4 μm , a smolasti produžeci zalaze u dentinske kanaliće. Kod blagih i umerenih *self-etch* adheziva, demineralizacija dentina

je samo površinska, a zaostali čepovi razmaznog sloja remete formiranje smolastih produžetaka u hibridnom sloju, pa je mikromehanička retencija delimično kompromitovana. Pošto nema ispiranja tretirane površine, već samo izduvavanja vazduhom, delimično rastvoren razmazni sloj ulazi u sastav finalnog hibridnog sloja, a njegova debljina je manja (1-2 μm) u poređenju sa jakim *self-etch* i *total-etch* adhezivima. Međutim, i pored minimalne mikromehaničke retencije, svi *self-etch* adhezivi postižu zadovoljavajuću jačinu i stabilnost adhezivne veze zahvaljujući dodatnoj hemijskoj interakciji između kiselih monomera i komponenti dentina (99).

Prema broju komponenti koje ulaze u njihov sastav, samo-nagrizajući adhezivni sistemi se mogu podeliti na 2-fazne i 1-fazne. Kod 2-faznih *self-etch* adheziva, u jednoj bočici su iskombinovani kiselina i prajmer, a u drugoj se nalazi adhezivno sredstvo. Time su dve početne faze adhezivnog postupka objedinjene u jednu, odnosno kondicioniranje i prajming se odvijaju simultano. Kod 1-faznih *self-etch* adheziva, sve 3 komponente (kiselina, prajmer i adheziv) su smeštene u jednoj bočici (*single bottle*) jedinstvenog rastvora. Time je adhezivna procedura maksimalno uprošćena a ova vrsta adheziva je vrlo brzo stekla veliku popularnost među kliničarima. Eliminacijom faze nagrizanja i ispiranja, smanjen je rizik od potencijalnih grešaka koje nastaju pri aplikaciji i rukovanju kiselinom (100).

Prednost ovih adheziva, osim jednostavne aplikacije i uštede vremena, ogleda se i u smanjenoj postoperativnoj senzitivnosti, pa su posebno indikovani za primenu kod dubokih kaviteta sa tankim slojem preostalog dentina. Uz navedene prednosti, treba istaći da je kod *self-etch* adheziva hibridni sloj tanji, smolasti produžeci u kanalićima kraći, a jačina adhezivne veze generalno slabija u poređenju sa *total-etch* adhezivima. Razlika između ovih adhezivnih sistema ogleda se i u tome što *total-etch* adhezivi ostvaruju bolju vezu za gleđ nego za dentin, dok je kod *self-etch* adheziva situacija obrnuta. Poznato je da je aprizmatični sloj gleđi manje propustljiv za adheziv pa je preporučljivo njegovo uklanjanje kako bi se jačina veze sa gleđi poboljšala (101). Jasno je da se jednim istim adhezivom teško može postići snažna adhezivna veza za dva tako različita tkiva, kao što su gleđ i dentin. Iz tog razloga se i dalje traga za idealnim adhezivnim sistemom i tehnikom.

2.4.1.3. Univerzalni adhezivi

Evolucija adhezivnih sistema se odvija ka složenim formulacijama sa smanjenim brojem adhezivnih komponenti i pojednostavljenom kliničkom procedurom. Najnovija generacija adhezivnih sistema su tzv. univerzalni ili multi-modalni adhezivi, koji se mogu

primenjivati u *total-etch* i/ili *self-etch* režimu. Zasnovani su na „*all-in-one*” konceptu i sadrže prajmer i adheziv u jednoj istoj bočici. Prema tvrdnjama proizvođača univerzalni adhezivi navodno imaju sposobnost da obezbede odgovarajuću trenutnu jačinu veze sa različitim restaurativnim podlogama, npr. gleđ, dentin, smola, keramika i legure metala (102). Međutim, usled nedostatka odgovarajućih kliničkih ispitivanja, dugotrajnost ovakve adhezivne veze je i dalje upitna, jer kao i kod prethodnih generacija adhezivnih sistema vremenom dolazi do degradacije veze. Univerzalni adhezivi su uvedeni u stomatološku praksu sa ciljem da unaprede jačinu adhezivne veze za gleđ i dentin u odnosu na prethodnu generaciju *self-etch* adheziva, odnosno da pojednostave kliničku proceduru u odnosu na prethodnu generaciju *total-etch* adheziva. Univerzalni adhezivi su po sastavu u stvari samo-nagrizajući, sa mogućnošću prilagođavanja različitim kliničkim situacijama, pri čemu odluku o načinu primene donosi terapeut u skladu sa indikacijama (103).

Inovativna formulacija univerzalnih adheziva omogućila je i inovativni pristup u aplikovanju. Za razliku od *total-etch* tehnike, koja podrazumeva nagrizanje površine celog kaviteta (gleđ i dentin) ortofosfornom kiselinom, i *self-etch* tehnike, koja podrazumeva odsustvo nagrizanja kaviteta, pojava univerzalnih adheziva omogućila je primenu tzv. *selective-etch* tehnike nagrizanja (Slika 23). Ovaj koncept podrazumeva selektivno nagrizanje samo obrađene gleđi u cilju povećanja jačine adhezivne veze. Nakon ispiranja, na dentin i nagriženu gleđ nanosi se univerzalni adheziv. Kombinacijom *total-etch* pristupa na gleđi i *self-etch* pristupa na dentinu, iskorišćene su sve prednosti prethodnih adhezivnih sistema. Na ovaj način postiže se jača adhezivna veza univerzalnih adheziva sa gleđi, bez ugrožavanja optimalne veze sa dentinom i povećanog rizika od postoperativne preosetljivosti (104). Jedini nedostatak tehnike selektivnog nagrizanja je u tome što zahteva visoku preciznost u nanošenju ortofosforne kiseline odgovarajuće konzistencije kako bi se ona zadržala samo na rubovima obrađene gleđi.



Slika 23. Tehnike nagrizanja (105)

2.5. Skening elektronska mikroskopija (SEM)

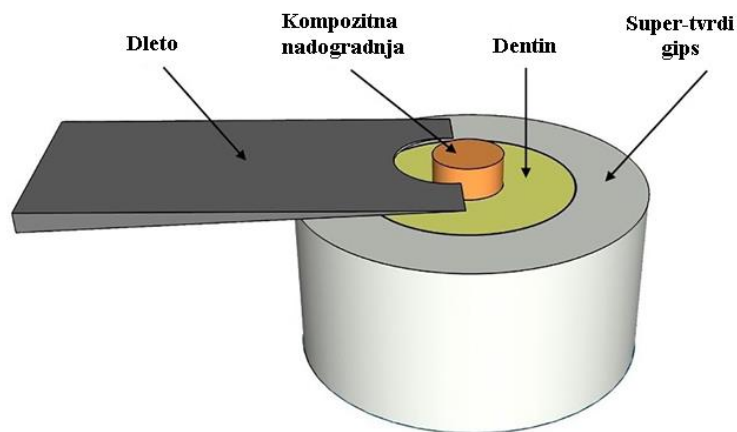
SEM predstavlja izuzetno koristan istraživački alat u oblasti stomatologije pomoću koga je moguće analizirati površinu uzorka u visokoj rezoluciji. Sposobnost registrovanja finih detalja je hiljadu puta veća nego kod običnog svetlosnog mikroskopa. Zubna tkiva i materijali su obično beli ili imaju svetle nijanse, što znatno otežava upotrebu optičkih mikroskopa u istraživačke svrhe. Za razliku od optičkog, elektronski mikroskop ne koristi svetlost već elektronski snop, pa boja uzorka nema uticaj na kvalitet dobijene slike. Elektroni se obično fokusiraju na fluorescentni ekran za direktno posmatranje ili na fotografsku ploču za dobijanje fotomikrografije. Usled specifičnog načina na koji se formira slika, SEM snimci imaju karakteristični, skoro trodimenzionalni izgled i daju mogućnost proučavanja morfologije i strukture površine uzorka. Ova metodologija pruža mnogobrojne prednosti zbog velike dubine fokusa elektronskog mikroskopa i velikog raspona uveličanja (35x -10 000x). Fotomikrografije nastale SEM-om omogućavaju opservaciju dentinskih kanalića i dodirne površine adheziva za dentin. Detalji same penetracije adheziva u tubule i smolasti produžeci mogu se uočiti na velikim uveličanjima. Takođe, kada adaptacija nije dobra, moguće je izmeriti zjap koji nastaje između dentinskog zida i kompozita (106).

Uzorak mora biti ispitivan u vakuumu, koji zahteva specifičnu tehniku pripreme. Da bi se omogućila vizuelizacija površine ispitivanog uzorka pomoću elektronskog mikroskopa, on mora biti provodljiv. Pošto ni zubi, ni zubni materijali (npr. kompoziti, keramika, cementi) nisu provodljivi, neophodno je prekrivanje uzoraka tankim slojem elektro-provodljivog materijala, kao što je zlato ili ugljenik. Na ovaj način pojačava se elektronski signal i površinska rezolucija, i sprečava pojava statičkog električnog naboja koji može poremetiti fokus i uzrokovati pojavu artefakta na slici (107).

2.6. Ispitivanje jačine adhezivne veze

Za procenu efikasnosti adhezivnih sistema koriste se klinička i laboratorijska ispitivanja. Klinička istraživanja pružaju najrelevantnije podatke, međutim njihov nedostatak je u tome što zahtevaju periodične kontrolne preglede i praćenje rezultata kroz duži vremenski period od nekoliko godina. Sa druge strane, laboratorijska istraživanja traju znatno kraće i pružaju uvid u strukturu adhezivne veze između stomatoloških materijala i zubnih struktura. Svi stomatološki materijali moraju pre kliničke primene najpre proći kroz fazu laboratorijskih ispitivanja. Za sve laboratorijske testove je veoma važno da su tehnički lako izvodljivi, ponovljivi i da dobijeni rezultati imaju konkretan klinički značaj. Najčešće korišćeni

laboratorijski testovi za ispitivanje jačine adhezivne veze su test otpornosti na istežanje i smicanje (108). Uzorci se dobijaju izradom kompozitne nadogradnje na ravnim površinama gleđi i dentina. Nakon toga se primenjuje sila koja dovodi do loma nadogradnje i može delovati upravno ili paralelno sa površinom adhezivnog međuspoja (Slika 24).



Slika 24. Određivanje jačine adhezivne veze tehnikom smicanja (109)

Međutim, validnost laboratorijskih testova u predviđanju kliničkih performansi dentalnih adheziva se dovodi u pitanje zbog brojnih faktora koji mogu uticati na rezultate merenja i nemogućnosti adekvatne standardizacije metodologije testiranja. Ovi faktori mogu biti vezani za supstrat (npr. poreklo, tip i starost zuba, permeabilnost dentina, razmazni sloj, površinski tretmani), za materijal (vrsta kompozita, način aplikovanja, uslovi polimerizacije) i za eksperimentalne uslove (način pripreme uzoraka, uslovi skladištenja, parametri testiranja). Imajući u vidu kompleksnost eksperimentalne postavke, jasno je zbog čega se ponekad poređenjem dveju naizgled identičnih studija, može doći do potpuno različitih zaključaka. Kako bi se povećala validnost laboratorijskih testova u budućim istraživanjima, neophodna je detaljnija standardizacija metodologije, uključujući sve navedene varijable koje mogu uticati na rezultate merenja. Takođe, osim ispitivanja imedijantne jačine adhezivne veze, merenja bi trebalo vršiti i nakon primene neke od tehnika veštačkog „starenja“ uzoraka, jer su istraživanja pokazala da postoji statistički značajna razlika u dobijenim rezultatima. Primena degradacionih tehnika veštačkog starenja zasniva se na uticaju različitih temperatura i nivoa pritiska, čime se simuliraju fiziološki uslovi koji inače vladaju u usnoj duplji. U ove svrhe najčešće se koristi termo-sajkler i stres-sajkler, a istraživanja su pokazala visok stepen korelacije između ovako dobijenih rezultata i 5-godišnjeg kliničkog nalaza u ustima. I pored navedenih nedostataka, laboratorijski testovi imaju i dalje ogroman značaj u ispitivanju stomatoloških materijala, pre svega zbog jednostavnosti i brzine izvođenja (110).

3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Glavni cilj ovog istraživanja je bio da se ispita i pojasni uticaj tehnike nagrizanja, svetlosno-polimerizujućeg režima i vrste kompozita na jačinu adhezivne veze za dentin primenom univerzalnog adhezivnog sistema. Dobijeni rezultati mogu biti primenjeni za definisanje najefikasnijeg kliničkog protokola za postavljanje kompozitnih restauracija, u cilju postizanja maksimalne jačine adhezivne veze i dugotrajnosti ispuna.

Specifični ciljevi ovog istraživanja su:

1. Utvrđivanje postojanja statistički značajne razlike između totalno-nagrizajuće i samo-nagrizajuće adhezivne tehnike
2. Utvrđivanje postojanja statistički značajne razlike između standardnog i modifikovanog svetlosno-polimerizujućeg režima
3. Utvrđivanje postojanja statistički značajne razlike između konvencionalnog i bulkfill kompozita
4. Ispitivanje međusobne interakcije između navedenih faktora i njihovog simultanog uticaja na jačinu adhezivne veze za dentin
5. Fraktografska analiza površine preloma skening elektronskom mikroskopijom (SEM)
 - Klasifikacija preloma po tipu i utvrđivanje dominantnog tipa po grupama
6. Kvalitativna analiza ultrastrukture adhezivne veze između kompozita i dentina skening elektronskom mikroskopijom (SEM)
 - Mikromorfološka analiza adhezivnog i hibridnog sloja

Glavni cilj istraživanja postavljen je na osnovu sledeće nulte hipoteze:

H₀: Ne postoji statistički značajan uticaj tehnike nagrizanja, svetlosno-polimerizujućeg režima i vrste kompozita na jačinu adhezivne veze za dentin primenom univerzalnog adhezivnog sistema.

Iz navedenog proističu i sledeće specifične hipoteze:

1. H₀: Ne postoji statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze između totalno-nagrizajuće i samo-nagrizajuće tehnike.

2. H_0 : Ne postoji statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze između standardnog i modificovanog svetlosno-polimerizujućeg režima.

3. H_0 : Ne postoji statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze između konvencionalnog i bulkfill kompozita.

4. MATERIJALI I METODE

Ovo istraživanje je odobreno od strane Etičkog komiteta Medicinskog fakulteta u Nišu (broj odluke: 12-3340-2/5) i obavljeno u skladu sa principima Dobre kliničke i laboratorijske prakse, Helsinške deklaracije i Zakona o zdravstvenoj zaštiti Republike Srbije. U istraživanju su učestvovali ispitanici starosti od 18 do 75 godina kod kojih su utvrđene indikacije za ekstrakciju zuba. Precizna raspodela ispitanika prema uzrastu i polu nije od značaja za ostvarivanje ciljeva ovog istraživanja. Svi ispitanici su prethodno obavješteni o ciljevima istraživanjima i pribavljena je njihova pisana saglasnost za učešće u istraživanju. Rutinske ekstrakcije zuba u lokalnoj anesteziji vršene su na Odeljenju za oralnu hirurgiju, a priprema uzoraka na Odeljenju za bolesti zuba i endodonciju, Klinike za stomatologiju u Nišu. Imajući u vidu postavljene ciljeve i hipoteze, eksperimentalni deo doktorske disertacije je podeljen u dva dela. U prvom delu vršeno je određivanje jačine adhezivne veze prema ISO standardu 29022, u Laboratoriji za ispitivanje materijala i mašina, Mašinskog fakulteta u Nišu. Urađena je kvantitativna analiza dobijenih rezultata i poređenje između odgovarajućih grupa uzoraka. U drugom delu doktorske teze vršena je SEM analiza uzoraka u Laboratoriji za elektronsku mikroskopiju, Naučno-istraživačkog centra za biomedicinu, Medicinskog fakulteta u Nišu. Na osnovu rezultata kvalitativne analize uzoraka izvršena je klasifikacija preloma i opisana ultrastruktura adhezivnog međuspoja. Svi dobijeni rezultati obrađeni su standardnim metodama deskriptivne i komparativne statistike. Materijali koji su korišćeni u ovoj studiji prikazani su na Slici 25, a njihove karakteristike u Tabeli 2.

Tabela 2. Spisak korišćenih materijala i njihove karakteristike

Materijal	Proizvođač	Lot broj	Opis
3M Scotchbond Universal Adhesive	3M ESPE St. Paul, MN, USA	80426A	metakriloksidecil dihidrogen fosfat (MDP) monomer, dimetakrilatne smole, hidroksi etil metakrilat (HEMA), Vitrebond™ Copolymer, fileri, etanol, voda, inicijatori, silan
3M Scotchbond Universal Etchant	3M ESPE St. Paul, MN, USA	7612662	34% Fosforna kiselina
3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative	3M ESPE St. Paul, MN, USA	N938940	Aromatični dimetakrilat (AUDMA), Adicioni fragmentacioni molekuli (AFM) Uretan dimetakrilat (UDMA) i 1, 12-dodeka-dimetacrlat (DDMA), Cirkonijum/silicijum klaster filer, iterbium trifluorid filer, 76,5% težinski i 58,5% zapreminski udeo filera
3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative	3M ESPE St. Paul, MN, USA	NA43176	bisfenol A-glicidil metakrlat (bis-GMA), Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), Uretan dimetakrilat (UDMA) i Bisfenol A polietilen glikol dietar dimetakrilat (Bis-EMA 6), Cirkonijum (4-11nm) /silicijum (20nm) klaster filer, iterbium trifluorid filer, 78,5% težinski i 63,3% zapreminski udeo filera

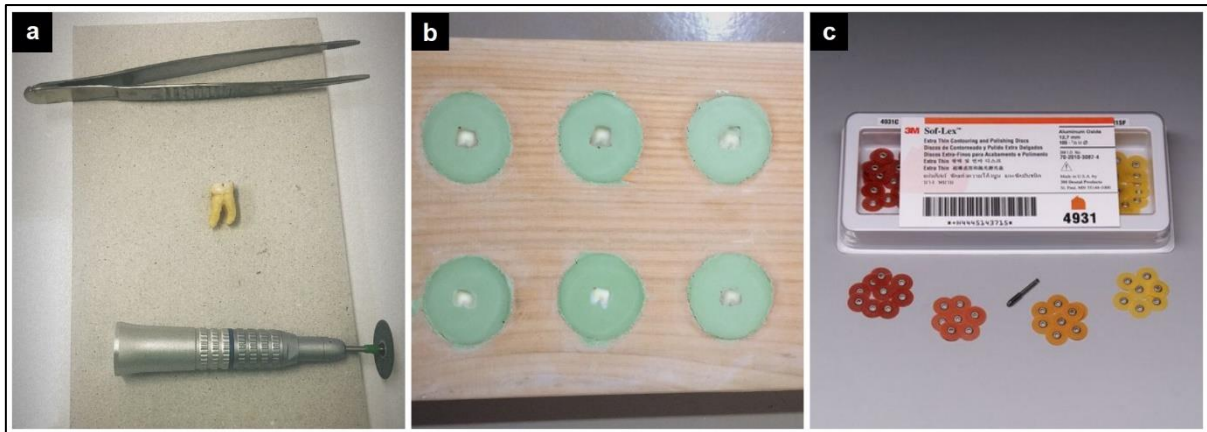


Slika 25. Materijali korišćeni za pripremu uzoraka

4.1. Priprema dentinskih pločica

Za ostvarivanje ciljeva ovog istraživanja formirano je ukupno 120 dentinskih pločica, debljine 2-3 mm, od zuba koji su ekstrahirani iz parodontalnih, hirurških ili ortodontskih razloga. Nakon ekstrakcije, zubi su očišćeni od sukrvice i ostataka periodontalnog tkiva pomoću tvrde četkice. Do upotrebe u eksperimentu, čuvani su u destilovanoj vodi na sobnoj temperaturi, kako bi se imitirali uslovi vlažne sredine u usnoj duplji. Da bi se eksponirala površina dentina, krunice zuba su presecane dijamantskom šajbnom (806.104.605.524.220, NTI-Kahla GmbH) uz vodeno hlađenje, u vestibulo-oralnom ili mezio-distalnom pravcu, paralelno sa njihovom aksijalnom osom. Delovi krunice sa eksponiranom pulpom su isključeni iz eksperimenta. Zatim su pločice dentina osušene i fiksirane u cilindrične kalupe pomoću super-tvrdog gipsa IV klase (Zhermack Elite Stone, Germany) tako da je njihova površina perpendikularna u odnosu na uzdužnu osu cilindra. Po oslobađanju gipsanih cilindara iz kalupa nakon 2h, eksponirane površine dentina su polirane pomoću Sof-Lex Finishing and Polishing (3M ESPE, USA) diskova različite finoće (grubi, srednji, fini, superfini). Faze u pripremi dentinskih pločica prikazane su na Slici 26.

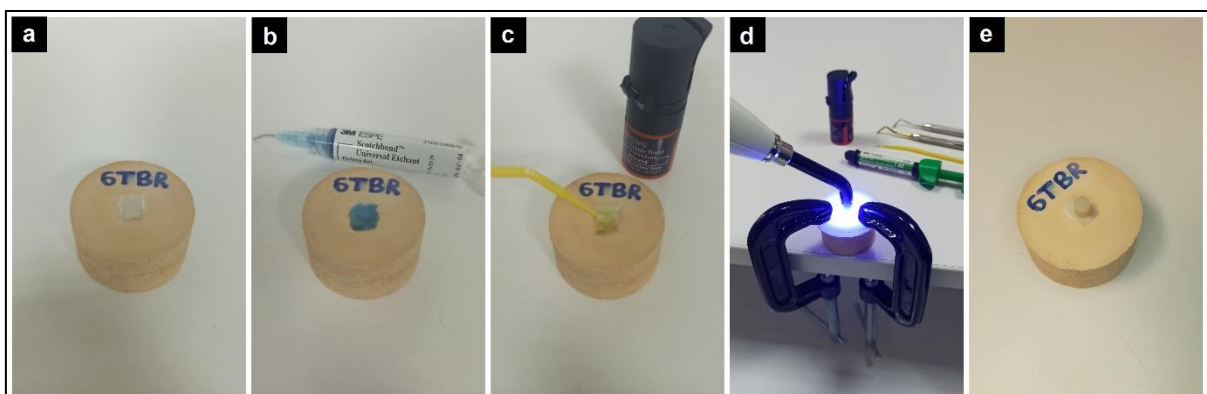
Ovako pripremljeni uzorci su nasumično podeljeni u 8 jednakih grupa (n=15) u odnosu na kombinaciju primenjene tehnike nagrizanja (T-totalno-nagrizajuća / S-samo-nagrizajuća), vrste kompozita (K-konvencionalni / B-bulkfill) i režima svetlosne polimerizacije (F-Full power / R-Ramp). Grupe su obeležene troslovnim skraćenicama u kojima prvo slovo označava tehniku nagrizanja, drugo slovo vrstu kompozita, a treće svetlosno-polimerizujući režim.



Slika 26. Presecanje (a), ulaganje (b) i poliranje dentinskih pločica (c)

4.2. Priprema površine dentina

U totalno-nagrizajućim grupama (T) eksponirane površine dentina su kondicionirane 34% ortofosfornom kiselinom (3M Scotchbond Universal Etchant) u trajanju od 15s, prema preporuci proizvođača. Zatim je vršeno ispiranje vodenim sprejom 10s i sušenje vazduhom 5s. Sledi nanošenje univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) premazivanjem četkicom 5s i blago sušenje vazduhom 5s, do postizanja uniformno sjajne površine dentina. Podaci o korišćenom univerzalnom adhezivu se nalaze u Tabeli 2. Svetlosna polimerizacija adheziva vršena je LED lampom u trajanju od 10s. U samo-nagrizajućim grupama (S) univerzalni adheziv je aplikovan direktno na površinu eksponiranog dentina, bez prethodnog nagrizanja ortofosfornom kiselinom, i polimerizovan je na isti način.

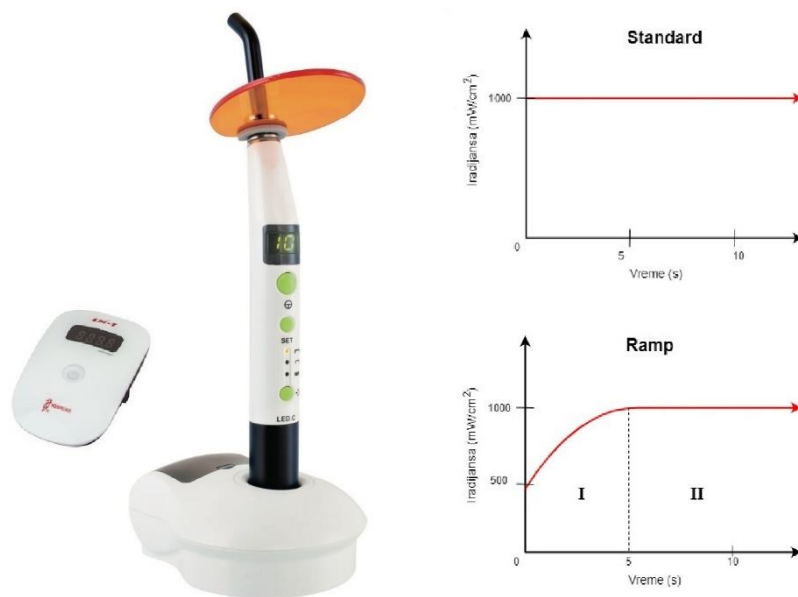


Slika 27. Postupak izrade kompozitnih nadogradnji: fiksirana pločica dentina (a), nagrizanje kiselinom (b), aplikacija bonda (c), fiksiranje šablone i aplikacija kompozita (d) i gotov uzorak spreman za testiranje (e)

4.3. Izrada kompozitnih nadogradnji

Na pripremljenu površinu dentina postavljena je i fiksirana plastična šablona sa cilindrom u sredini, prečnika i visine 4 mm. U konvencionalnim grupama (K) kompozit 3M Filtek Supreme Ultra (3M ESPE, USA) je aplikovan inkrementalnom tehnikom, u dva sloja debljine 2 mm. U bulkfill grupama (B), kompozit 3M Filtek Bulkfill Posterior (3M ESPE, USA) je aplikovan u jednom sloju debljine 4 mm, što je prema uputstvu proizvođača maksimalna debljina kompozita koja se može adekvatno polimerizovati. Detaljni podaci o korišćenim kompozitima nalaze se u Tabeli 2. Kao izvor svetlosti korišćena je lampa Woodpecker LED C (Guilin, Guangxi, China), a jačina svetlosti na svetlovodu kontrolisana je eksternim radiometrom Woodpecker LM-1 (Slika 28). Tehničke karakteristike lampe prikazane su u Tabeli 3.

Uzorci iz grupa F su polimerizovani standardnim (*Full power*) režimom u trajanju od 20s, sa jačinom svetlosti od 1000 mW/cm^2 . Uzorci iz grupa R su polimerizovani modifikovanim (*Ramp*) režimom u trajanju od 20s, sa eksponencijalno rastućom jačinom svetlosti $500\text{-}1000 \text{ mW/cm}^2 \times 5\text{s} + 1000 \text{ mW/cm}^2 \times 15\text{s}$. Polimerizacija je vršena sa minimalne udaljenosti, pri čemu je vrh lampe postavljen direktno iznad površine kompozita, pod pravim uglom. Po završetku polimerizacije uklonjena je plastična šablona a uzorci odloženi 24h u destilovanoj vodi na sobnoj temperaturi. Nakon sušenja u inkubatoru na 37°C uzorci su bili spremni za testiranje.



Slika 28. LED lampa sa radiometrom

Tabela 3. Karakteristike svetlosnog izvora

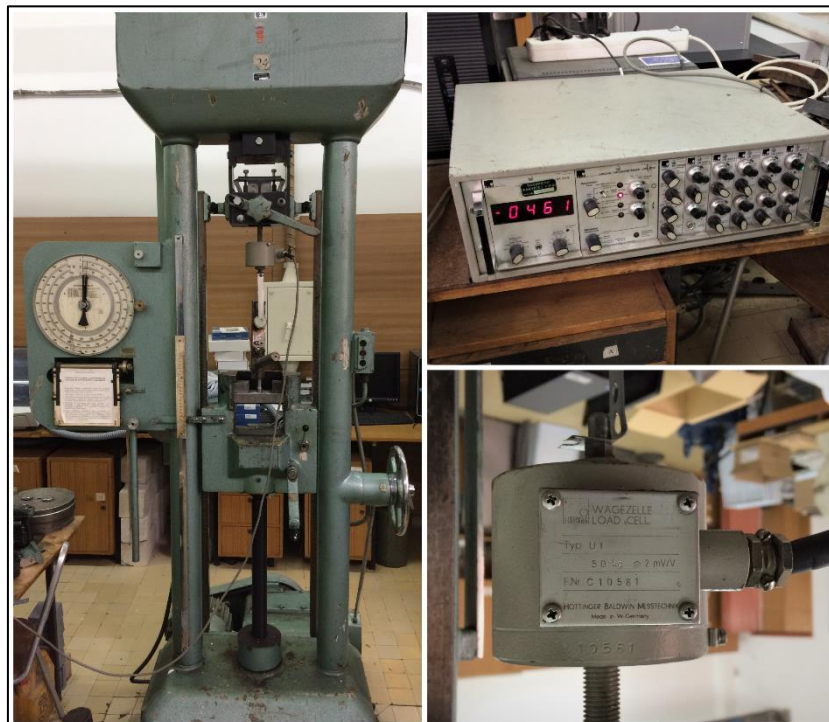
Baterija	Litijumska, 3.7V/ 1400 mAh
Izvor svetlosti	Plava svetlost
Talasna dužina	420nm - 480nm
Intenzitet	850 mW/cm ² - 1000 mW/cm ²
Modaliteti	Full power, Ramp, Pulse
Dimenzije	23mm x 263mm
Težina	124g

4.4. Određivanje jačine adhezivne veze

Uzorci su postavljeni u metalni nosač koji je fiksiran u servo-hidrauličnoj mašini za ispitivanje mikrozatezanjem (Wagezelle Load Cell, Hottinger Baldwin Messtechnik, Germany) (Slika 29). Izvršen je pritisak pri dnu vertikalnog stubića od kompozita, paralelno sa površinom dentina, sa stopom odstranjivanja od 1mm/min. U trenutku pucanja adhezivne veze pomoću senzora registrovana je maksimalna jačina sile izražena u njutnima (N), a zatim su vrednosti preračunate u megapaskalima (MPa) po formuli:

$$\text{Maksimalna sila (N) / površina adhezije (mm}^2\text{)} = \text{Jačina adhezije (MPa)}.$$

Po završetku testiranja uzorci su odloženi u vakum kesice kako bi se sprečila kontaminacija površine preloma.

**Slika 29.** Univerzalna mašina za ispitivanje zatezanjem, pritiskom i savijanjem

4.5. Priprema uzoraka za SEM analizu

Po tri uzorka iz svake grupe korišćena su za analizu skening elektronskom mikroskopijom, dok su ostali uzorci analizirani optičkim mikroskopom pri uvećanju od 10x. Uzorci su fiksirani u cilindrične nosače (Dotite point xc 12 carbon JEOL), a površina preloma tretirana je tankim slojem zlata u uslovima visokog vakuma (JFC 1100E Ion Sputter JEOL), kako bi se mogli posmatrati skening elektronskim mikroskopom (JSM 6610; JEOL, Tokyo, Japan) (Slika 30). Površina preloma je posmatrana pod različitim uvećanjima i urađene su reprezentativne mikrografije za svaki od 4 vrste preloma: adhezivni, kohezivni u dentinu, kohezivni u kompozitu i mešoviti tip. Adhezivni tip preloma podrazumeva da je na dentinu pristutan samo adhezivni sloj bez ostataka kompozita, dok kohezivni tip podrazumeva da je dentin ili kompletno eksponiran ili kompletno prekriven kompozitom. Kod mešovitog tipa preloma na dentinu se mogu uočiti i slobodna i kompozitom prekrivena polja.



Slika 30. Naparavanje uzoraka zlatom u vakuum aparatu i analiza skening elektronskim mikroskopom.

Po završetku analize površine preloma uzorci su presečeni uzdužno pomoću dijamantske šajbne kako bi se eksponirao spoj kompozita za dentin, i omogućila kvalitativna mikromorfološka analiza adhezivnog i hibridnog sloja. Preseci su polirani Sof-Lex diskovima različite finoće, a nakon toga potopljeni u 2,5% rastvor natrijum-hipohlorita tokom 60s sa ciljem rastvaranja organskog dela debris. Urađene su reprezentativne mikrografije adhezivnog i hibridnog sloja pri različitim uvećanjima, a njihova debljina merena je pomoću skalera na monitoru mikroskopa.

4.6. Statistička analiza

Statistička obrada dobijenih podataka vršena je u programskom paketu SPSS 21.0 (SPSS Inc, Chicago IL, USA). Za prikazivanje rezultata korišćene su standardne metode deskriptivne statistike (aritmetička sredina, standardna devijacija, minimalne i maksimalne vrednosti). Normalnost distribucije proverena je Kolmogorov-Smirnovljevim testom. Za proveru značajnosti uticaja tehnike nagrizanja, svetlosno-polimerizujućeg režima i vrste kompozita na varijabilnost jačine adhezivne veze, kao i postojanje dvostruke i trostruke interakcije između navedenih faktora, korišćena je Multivarijantna analiza varijanse. Za utvrđivanje statistički značajne razlike u jačini veze između različitih modaliteta (*total-etch* vs. *self-etch*, *full power* vs. *ramp*, konvencionalni vs. bulkfill) ispitivanih faktora korišćen je Studentov t-test. Za utvrđivanje statistički značajne razlike u distribuciji preloma između navedenih modaliteta korišćen je Hi-kvadrat test.

5. REZULTATI

5.1. Rezultati merenja jačine adhezivne veze

Deskriptivna statistika izmerene jačine adhezivne veze po grupama prikazana je u Tabeli 4. Najveća prosečna vrednost (\bar{x}) jačine adhezivne veze utvrđena je u grupi TBR, dok najmanja prosečna vrednost pripada grupi SKR. Maksimalna vrednost, generalno, je izmerena takođe u grupi TBR, dok je minimalna vrednost izmerena u grupi SBR. Normalnost distribucije podataka utvrđena je Kolmogorov-Smirnovim testom ($p > 0,05$).

Tabela 4. Deskriptivna statistika jačine adhezivne veze svih testiranih grupa (MPa)

Grupa	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max
TKF	23,66 \pm 5,28	16,8	34,1
TKR	22,62 \pm 5,82	16,4	37,6
TBF	26,58 \pm 6,60	17,9	37,9
TBR	30,58 \pm 7,98	17,5	42,1
SKF	21,76 \pm 4,32	16,5	33
SKR	19,34 \pm 3,27	14,9	26,7
SBF	28,18 \pm 7,20	18,3	41
SBR	20,20 \pm 4,81	14,2	30,5

Na osnovu analize značajnosti dobijene Multivarijantnim ANOVA testom uočeno je da varijable vrsta kompozita (partial eta squared $\eta^2=0,138$; $p < 0,001$) i tehnika nagrizanja (partial eta squared $\eta^2=0,087$; $p=0,001$) imaju statistički značajan uticaj na jačinu adhezivne veze za dentin, dok za varijablu svetlosno-polimerizujući režim (partial eta squared $\eta^2=0,27$; $p=0,083$) nije uočena statistička značajnost. U 3-way ANOVA modelu najjača dvostruka interakcija je ostvarena između tehnike nagrizanja i svetlosno-polimerizujućeg režima (partial eta squared $\eta^2=0,080$; $p=0,002$), dok između tehnike nagrizanja i vrste kompozita (partial eta squared $\eta^2=0,006$; $p=0,406$) kao i svetlosno-polimerizujućeg režima i vrste kompozita (partial eta squared $\eta^2=0,000$; $p=0,896$) nije bilo statistički značajne interakcije. Takođe, utvrđena je statistički značajna trostruka interakcija između svih navedenih faktora (partial eta squared $\eta^2 = 0,052$; $p=0,015$) (Tabela 5).

Tabela 5. Multivarijantna analiza varijanse

	Σ kvadrata	ss	\bar{x} kvadrata	F	Sig
Tehnika nagrizanja	363,312	1	363,312	10,621	0,001*
Svetlosno-polimerizujući režim	104,907	1	104,907	3,067	0,083
Vrsta kompozita	615,627	1	615,627	17,997	0,000*
Svetlosno-polimerizujući režim*Tehnika nagrizanja	332,667	1	332,667	9,725	0,002*
Svetlosno-polimerizujući režim*Vrsta kompozita	0,588	1	0,588	0,017	0,896
Tehnika nagrizanja* Vrsta kompozita	23,763	1	23,673	0,695	0,406
Tehnika nagrizanja* Svetlosno-polimerizujući režim*Vrsta kompozita	209,088	1	209,088	6,112	0,015*

*Statistička značajnost na nivou od 5%, ss - stepen slobode.

Studentovim t-testom utvrđena je statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze između totalno-nagrizajućih i samo-nagrizajućih grupa ($t=2,894$; $p=0,005$), nezavisno od primenjene vrste kompozita i svetlosno-polimerizujućeg režima (Tabela 6). Adhezivna veza za dentin je značajno jača kod totalno-nagrizajuće tehnike u poređenju sa samo-nagrizajućom tehnikom. Postojanje interakcije između tehnike nagrizanja i svetlosno-polimerizujućeg režima znači da se jačina adhezivne veze za dentin, i u *total-etch* i u *self-etch* tehnici, značajno razlikuje u zavisnosti od primenjenog režima svetlosne polimerizacije.

Tabela 6. Statistička komparacija između totalno-nagrizajuće i samo-nagrizajuće tehnike

Tehnika nagrizanja	$\bar{x} \pm SD$	t	p
Totalno-nagrizajuća	25,85 \pm 7,05	2,894	0,005*
Samo-nagrizajuća	22,37 \pm 6,08		

*Statistička značajnost na nivou od 5%.

Studentovim t-testom dalje je utvrđena statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze između konvencionalnog i bulkfill kompozita ($t=3,864$; $p<0,001$), nezavisno od primenjene tehnike nagrizanja i svetlosno-polimerizujućeg režima (Tabela 7). Značajno jača adhezivna veza za dentin je ostvarena primenom bulkfill kompozita u poređenju sa konvencionalnim kompozitom. Nepostojanje interakcije između vrste kompozita i tehnike nagrizanja znači da se

jačina adhezivne veze, u slučaju upotrebe bilo kog od navedenih kompozita, ne razlikuje značajno kada je površina dentina tretirana kiselinom i kada nije.

Tabela 7. Statistička komparacija između konvencionalnog i bulkfill kompozita

Vrsta kompozita	$\bar{x} \pm SD$	t	p
Bulkfill	26,38 ± 7,63	3,864	<0,001*
Konvencionalni	21,84 ± 4,92		

*Statistička značajnost na nivou od 5%.

Studentovim t-testom nije utvrđena statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze između standardnog (*Full power*) i modifikovanog (*Ramp*) svetlosno-polimerizujućeg režima ($t=1,517$; $p=0,132$), nezavisno od primenjene tehnike nagrizanja i vrste kompozitnog materijala (Tabela 8). Primenom navedenih režima dobijena je približno jednaka jačina adhezivne veze za dentin. Nedostatak interakcije između svetlosno-polimerizujućeg režima i vrste kompozita znači da jačina adhezivne veze za dentin ostaje približno ista kada se konvencionalni ili bulkfill kompozit polimerizuje bilo kojim od navedenih režima osvetljavanja.

Tabela 8. Statistička komparacija između standardnog i modifikovanog režima

Svetlosno-polimerizujući režim	$\bar{x} \pm SD$	t	p
Standardni (Full power)	25,04 ± 6,32	1,517	0,132
Modifikovani (Ramp)	23,18 ± 7,14		

Postojanje trostruke interakcije između tehnike nagrizanja, svetlosno polimerizujućeg režima i vrste kompozita znači da se jačina adhezivne značajno razlikuje u zavisnosti od toga da li je površina dentina kondicionarana kiselinom ili ne, i pod kojima uslovima se vrši svetlosna polimerizacija određene vrste restaurativnog materijala. Kombinacijom različitih modaliteta navedenih faktora dobijaju se različite vrednosti jačine adhezivne veze.

Deskriptivna statistika jačine adhezivne veze u odnosu na tip preloma prikazana je u Tabeli 9. Adhezivni tip preloma odlikuje najslabija adhezivna veza, dok kohezivni prelom u dentinu odlikuje najjača adhezivna veza. Statistička analiza podataka je pokazala da se jačina adhezivne veze značajno razlikuje u zavisnosti od tipa preloma ($F=10,186$; $p<0,001$). Naknadnom post-hoc analizom (*Bonferroni*) je utvrđeno da značajna razlika postoji između adhezivnog i kohezivnog preloma u kompozitu ($p=0,003$), adhezivnog i kohezivnog preloma

u dentinu ($p < 0,001$), adhezivnog i mešovitog preloma ($p = 0,001$), kao i kohezivnog preloma u dentinu i mešovitog preloma ($p = 0,024$).

Tabela 9. Jačina adhezivne veze prema tipu preloma (MPa)

Tip preloma	N	$\bar{x} \pm SD$	p
Adhezivni	22	18,69 \pm 2,36	<0,001*
Kohezivni u kompozitu	11	26,85 \pm 6,48	
Kohezivni u dentinu	7	31,67 \pm 4,64	
Mešoviti	80	24,56 \pm 6,81	

*Statistička značajnost na nivou od 5%.

5.2. Rezultati fraktografske analize

Na osnovu analize značajnosti dobijene Hi-kvadrat testom testom uočeno je da nijedan od testiranih faktora nema statistički značajan uticaj na distribuciju preloma (Tabela 10). Nije utvrđena statistički značajna razlika u distribuciji preloma između odgovarajućih modaliteta, *total-etch vs. self-etch* ($p = 0,937$), *full power vs. ramp* ($p = 0,926$) i konvencionalni vs. bulkfill ($p = 0,496$), što znači da tip preloma nije determinisan primenjenom tehnikom nagrizanja, svetlosno-polimerizujućim režimom ili vrstom kompozitnog materijala (Tabela 11).

Tabela 10. Hi-kvadrat test

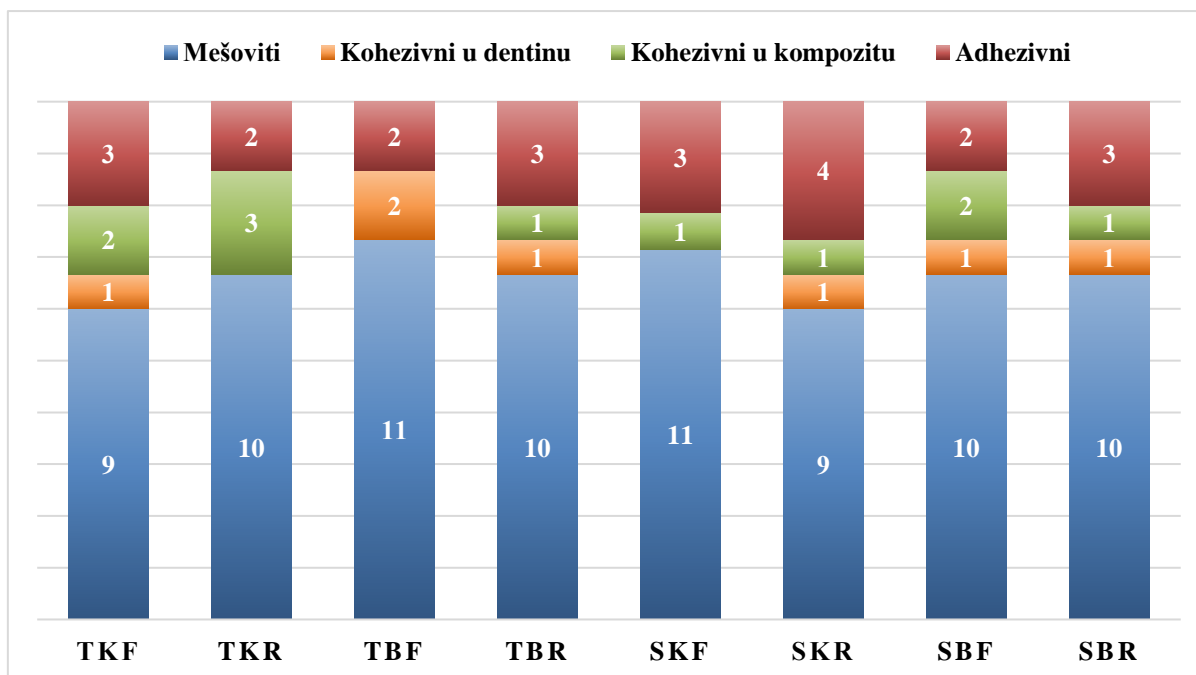
		Vrednost	ss	Sig
Total-etch vs. Self-etch	Pirsonov koeficijent	0,416	3	0,937
	Odnos verovatnoće	0,416	3	0,937
Full power vs. Ramp	Pirsonov koeficijent	0,466	3	0,926
	Odnos verovatnoće	0,466	3	0,926
Konvencionalni vs. Bulkfill	Pirsonov koeficijent	2,336	3	0,506
	Odnos verovatnoće	2,389	3	0,496

ss - stepen slobode.

Tabela 11. Distribucija apsolutnih i relativnih frekvencija preloma prema ispitivanim modalitetima

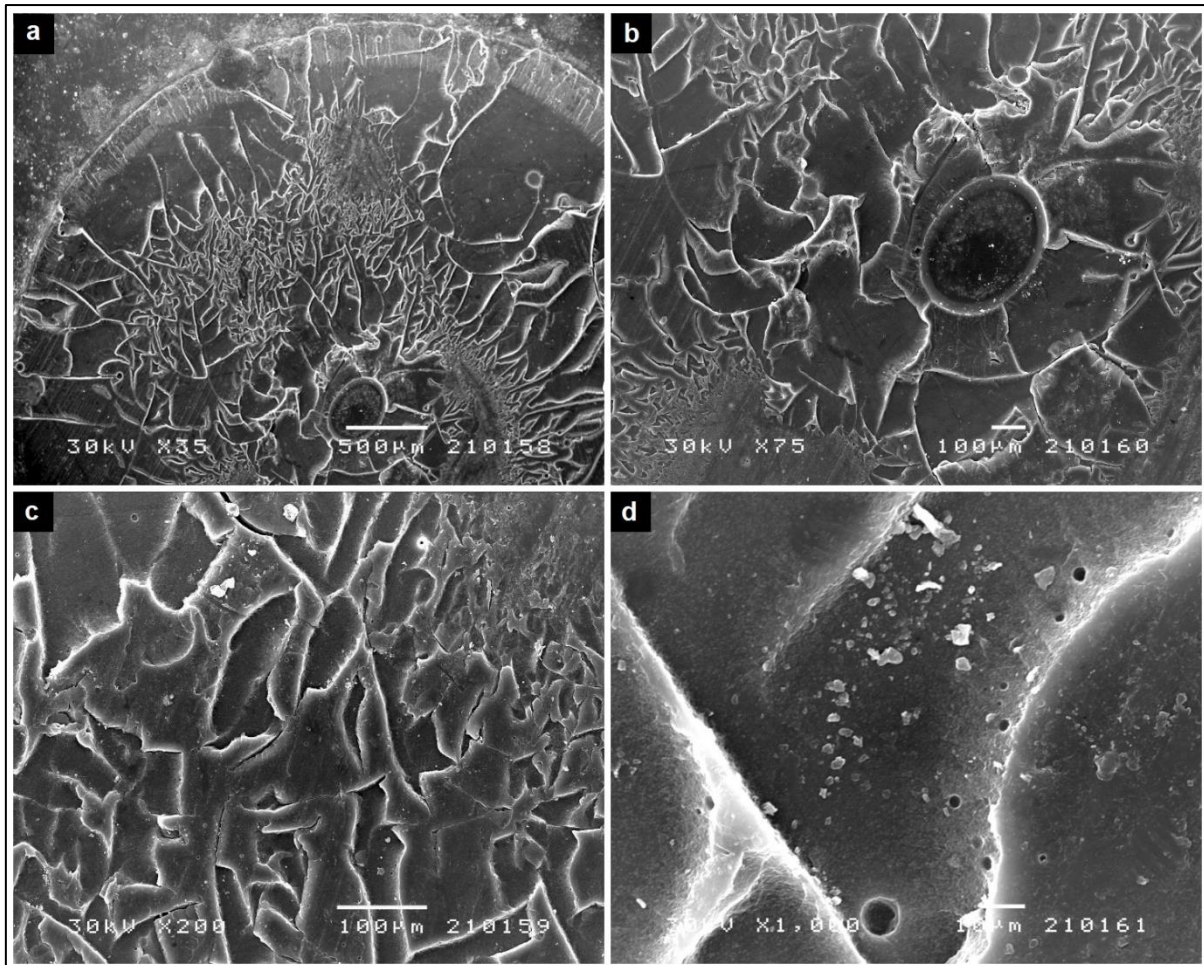
	Tip preloma			
	Adhezivni	Kohezivni u kompozitu	Kohezivni u dentinu	Mešoviti
Total-etch tehnika (T)	10 (16,7%)	6 (10%)	4 (6,7%)	40 (66,7%)
Self-etch tehnika (S)	12 (20%)	5 (8,3%)	3 (5%)	40 (66,7%)
Full power režim (F)	10 (16,7%)	5 (8,3%)	4 (6,7%)	41 (68,3%)
Ramp režim (R)	12 (20%)	6 (10%)	3 (5%)	39 (65%)
Konvencionalni kompozit (K)	12 (20%)	7 (11,7%)	2 (3,3%)	39 (65%)
Bulkfill kompozit (B)	10 (16,7%)	4 (6,7%)	5 (8,3%)	41 (68,3%)

Fraktografskom analizom preloma ustanovljena je dominacija mešovitog tipa u svim grupama uzoraka. I pored odsustva statističke značajnosti među grupama, uočene su određene pravilnosti kada je u pitanju distribucija preloma adhezivnog i kohezivnog tipa. Posmatrajući distribuciju u odnosu na tehniku nagrizanja, nezavisno od drugih varijabli, više adhezivnih preloma utvrđeno je u *self-etch* grupama (12>10), dok je više kohezivnih preloma utvrđeno u *total-etch* grupama (10>8). U odnosu na svetlosno-polimerizujući režim, više adhezivnih preloma uočeno je u *Ramp* režimu (12>10) u poređenju sa *Full power*, dok je broj kohezivnih preloma bio podjednak (9=9). U odnosu na vrstu kompozita, više adhezivnih preloma utvrđeno je u konvencionalnim grupama (12>10) u poređenju sa bulkfill, dok je broj kohezivnih preloma bio jednak u obe grupe (9=9). Distribucija preloma po grupama prikazana je na Slici 31.

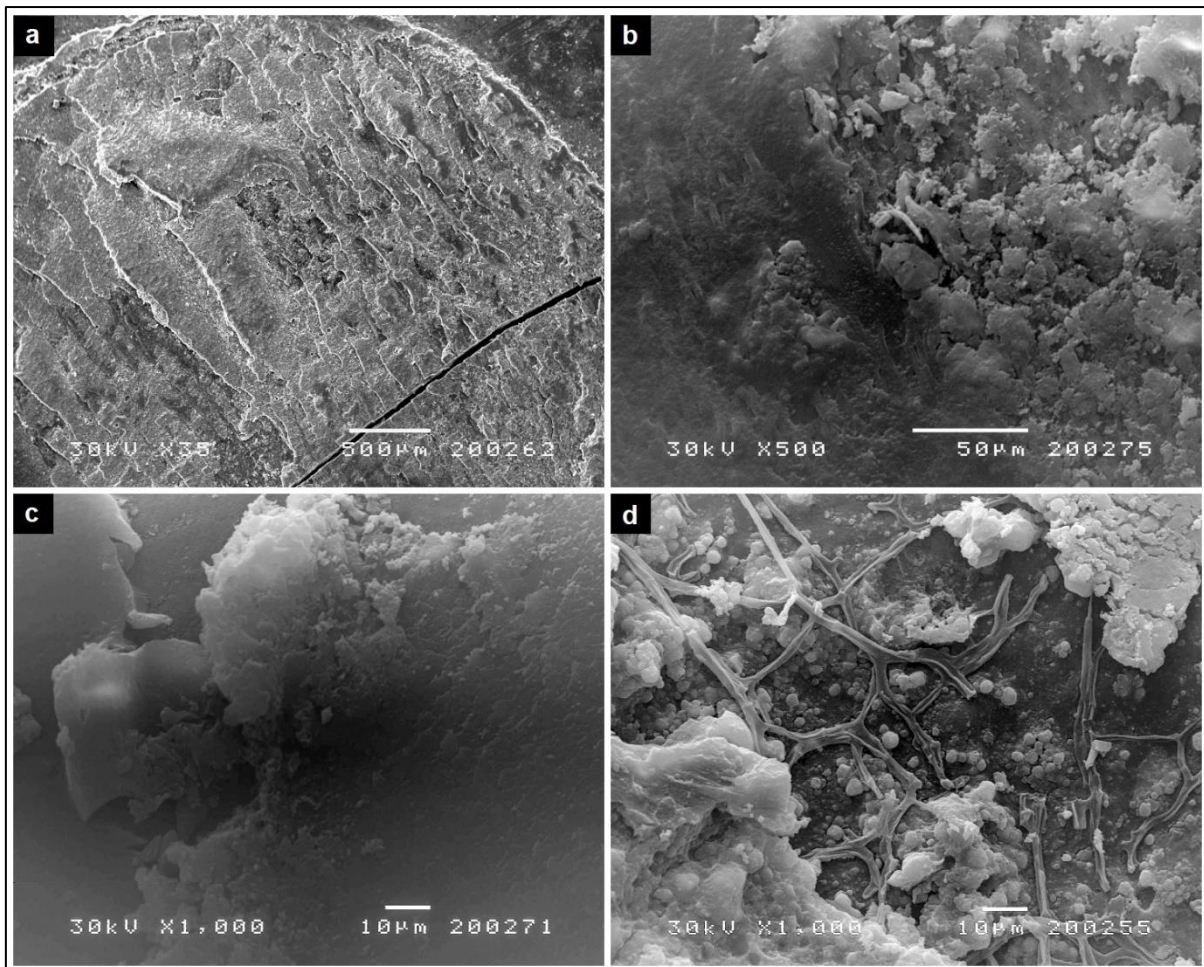


Slika 31. Distribucija preloma po grupama

Kvalitativnom SEM analizom površine preloma **adhezivnog tipa** uočava se tanak sloj adheziva i odsustvo većih ostataka kompozita ili potpuno eksponiranih delova dentina. Izgled površine adhezivnog sloja se nije značajno razlikovao u odnosu na primenjenu tehniku nagrizanja. Kod različitih uzoraka zapažaju se dva osnovna tipa širenja frakture: koncentrični (od centra ka periferiji bonding regije) i pravolinijski (u pravcu delovanja sile koja dovodi do preloma). Reprezentativne SEM mikrografije površine preloma adhezivnog tipa, pri različitim uveličanjima, prikazane su na Slikama 32 i 33.

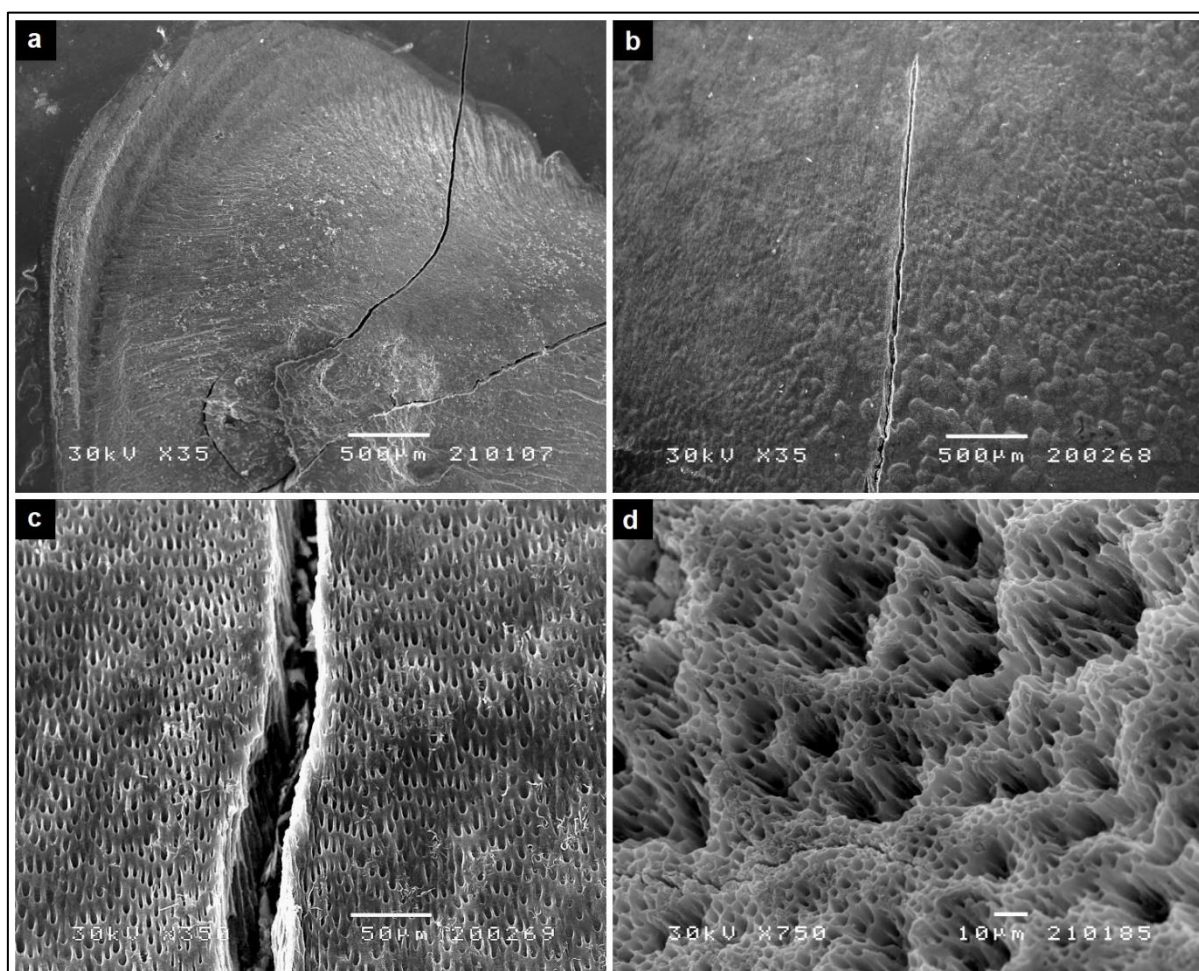


Slika 32. SEM mikrografije površine preloma adhezivnog tipa pri različitim uveličanjima (*total-etch* tehnika). a) Kompletna bonding regija je prekrivena univerzalnim adhezivom (3M Scotchbond Universal Adhesive) i zapaža se centripetalno širenje frakturnih pukotina (uvećanje 35x); b) Površina adhezivnog sloja je staklastog izgleda i ne uočavaju se veći ostaci kompozitnog materijala (uvećanje 75x); c) Pri uvećanju od 200x uočava se kontinuitet adhezivnog sloja i odsustvo polja eksponiranog dentina; d) Pri najvećem uveličanju od 1000x mogu se videti najsitniji ostaci kompozita i pojava blazni u adhezivnom sloju.

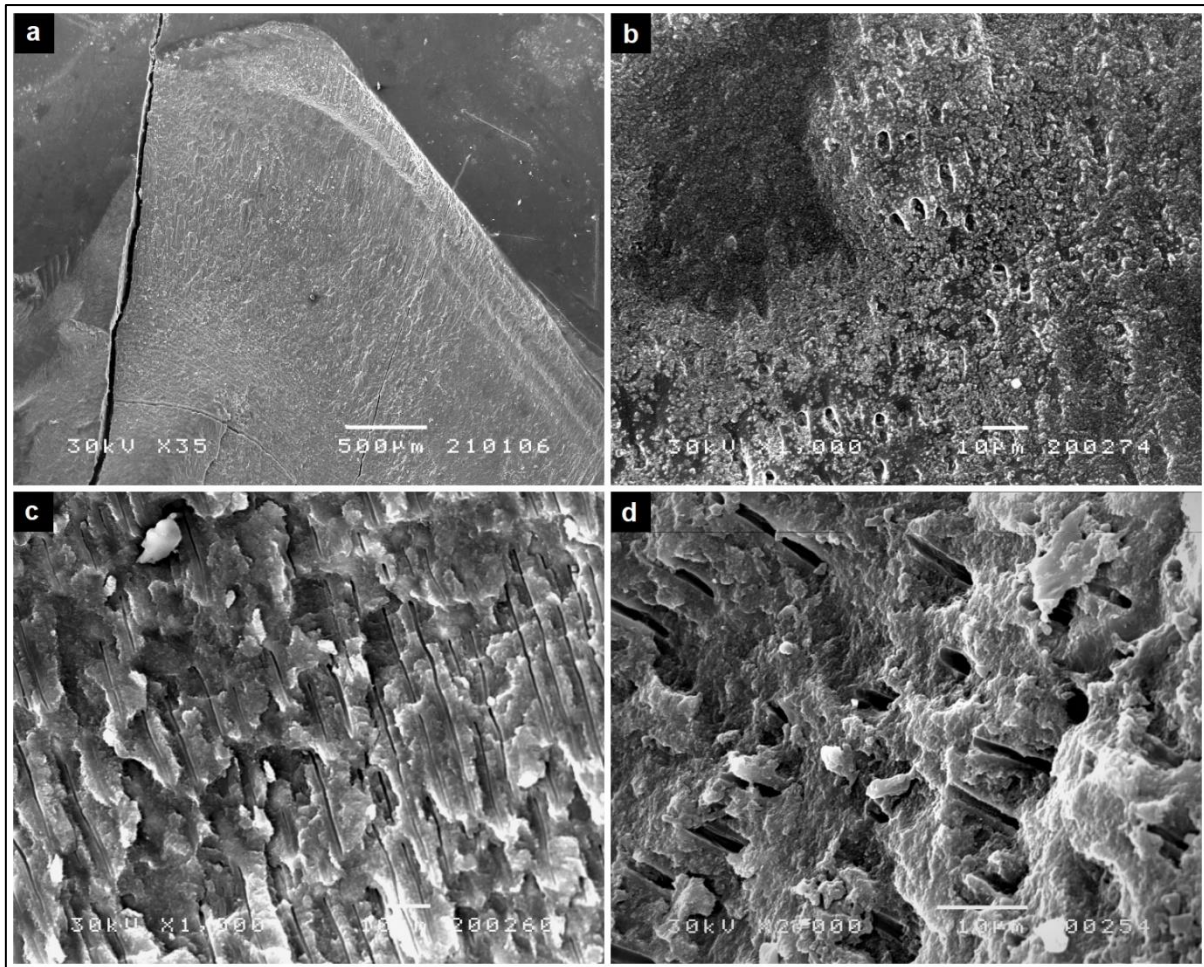


Slika 33. SEM mikrofotografije površine preloma adhezivnog tipa pri različitim uveličanjima (*self-etch* tehnika). a) Adhezivni sloj (3M Scotchbond Universal Adhesive) pokriva celu bonding regiju i zapaža se fenomen raslojavanja na osnovu kojeg se može zaključiti pravac delovanja sile i širenja frakture (uvećanje 35x); b) Pri uvećanju od 500x uočava se kontinuitet adhezivnog sloja i odsustvo većih ostataka kompozitnog materijala; c) i d) Pri najvećem uveličanju od 1000x može se videti raslojavanje adheziva, a u pojedinim delovima i eksponirana mreža kolagenih vlakana kroz koju se prožima adheziv.

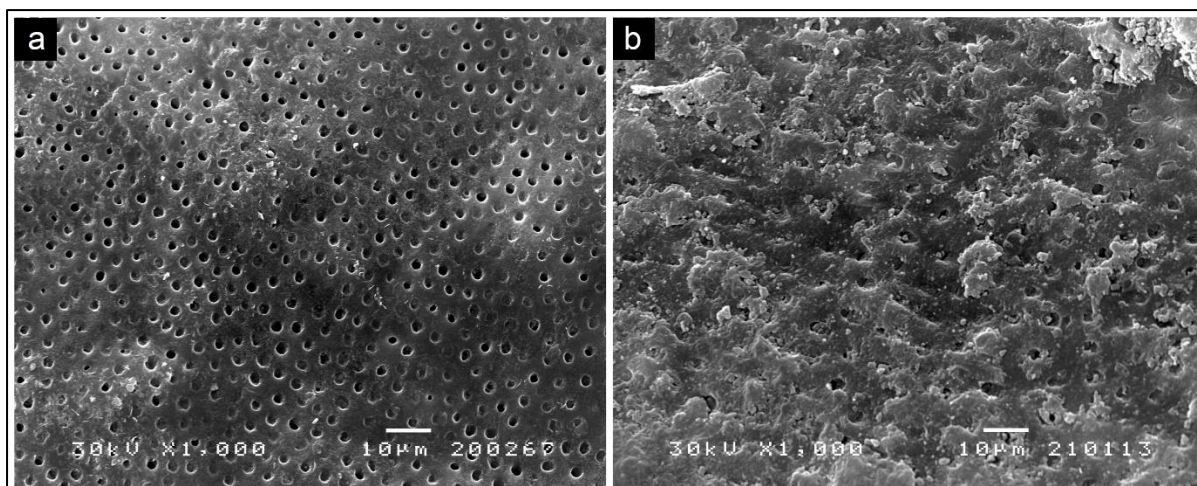
Kvalitativnom SEM analizom **kohezivnog preloma u dentinu** uočava se eksponirani dentin celom površinom restauracije. Primetne su razlike u izgledu eksponirane površine dentina u odnosu na primenjenu tehniku nagrizanja. Kod uzoraka tretiranih *total-etch* pristupom, SEM analizom jasno se uočavaju čisti otvori dentinskih kanalića i površina intertubularnog dentina usled kompletnog rastvaranja razmaznog sloja pod dejstvom ortofosforne kiseline. Sa druge strane, SEM analizom uzoraka koji su tretirani *self-etch* pristupom, uočavaju se delimično ili potpuno zapušeni otvori dentinskih kanalića ostacima razmaznog sloja koji se prostire i preko intertubularnog dentina, usled nepotpunog rastvaranja razmaznog sloja dejstvom slabo kiselih prajmera iz adhezivnog sistema. Reprezentativne SEM mikrografije površine kohezivnog preloma u dentinu prikazane su na Slikama 34-36.



Slika 34. SEM mikrografije površine kohezivnog preloma u dentinu pri različitim uvećanjima (*total-etch* tehnika). a) i b) Kompletna bonding regija se sastoji od eksponiranog dentina i vidljivih pukotina (uvećanje 35x); c) Centralna pukotina u dentinu širine oko 40 µm (uvećanje 350x, bar 50 µm); d) Intertubularni dentin i otvori kanalića su potpuno čisti, bez ikakve kontaminacije detritusom iz razmaznog sloja (uvećanje 750x).

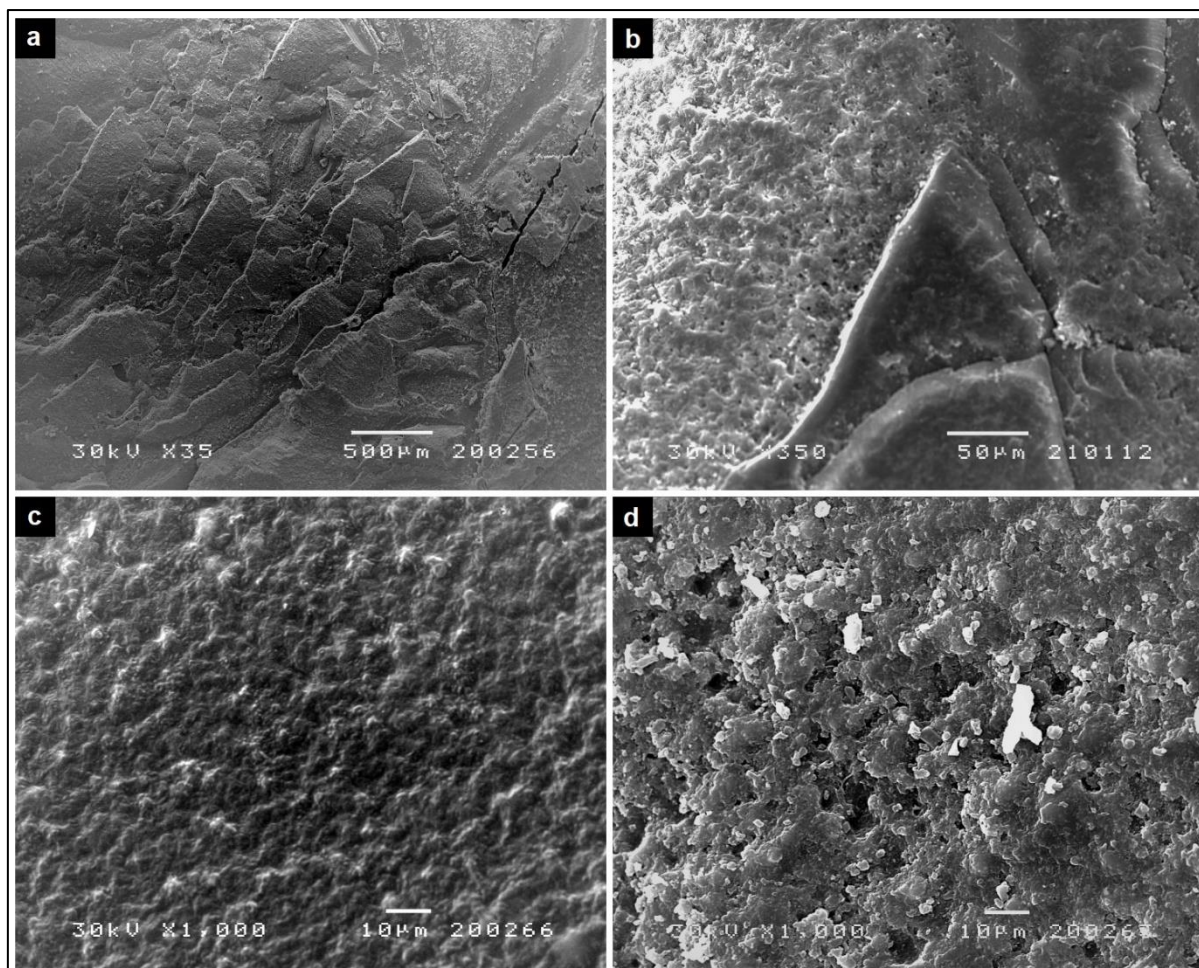


Slika 35. SEM mikrografije površine kohezivnog preloma u dentinu pri različitim uveličanjima (*self-etch* tehnika). a) Ogoljeni dentin sa vidljivim pukotinama prekriva celu bonding regiju (uvećanje 35x); b) Na površini eksponiranog dentina vide se ostaci razmaznog sloja i delimično zapušeni otvori dentinskih kanalića (uvećanje 1000x); c) Uzdužni presek dentinskih kanalića (uvećanje 1000x); d) Intertubularni dentin i ulazi u dentinske kanaliće delimično su kontaminirani zaostalim detritusom iz razmaznog sloja (uvećanje 1000x).

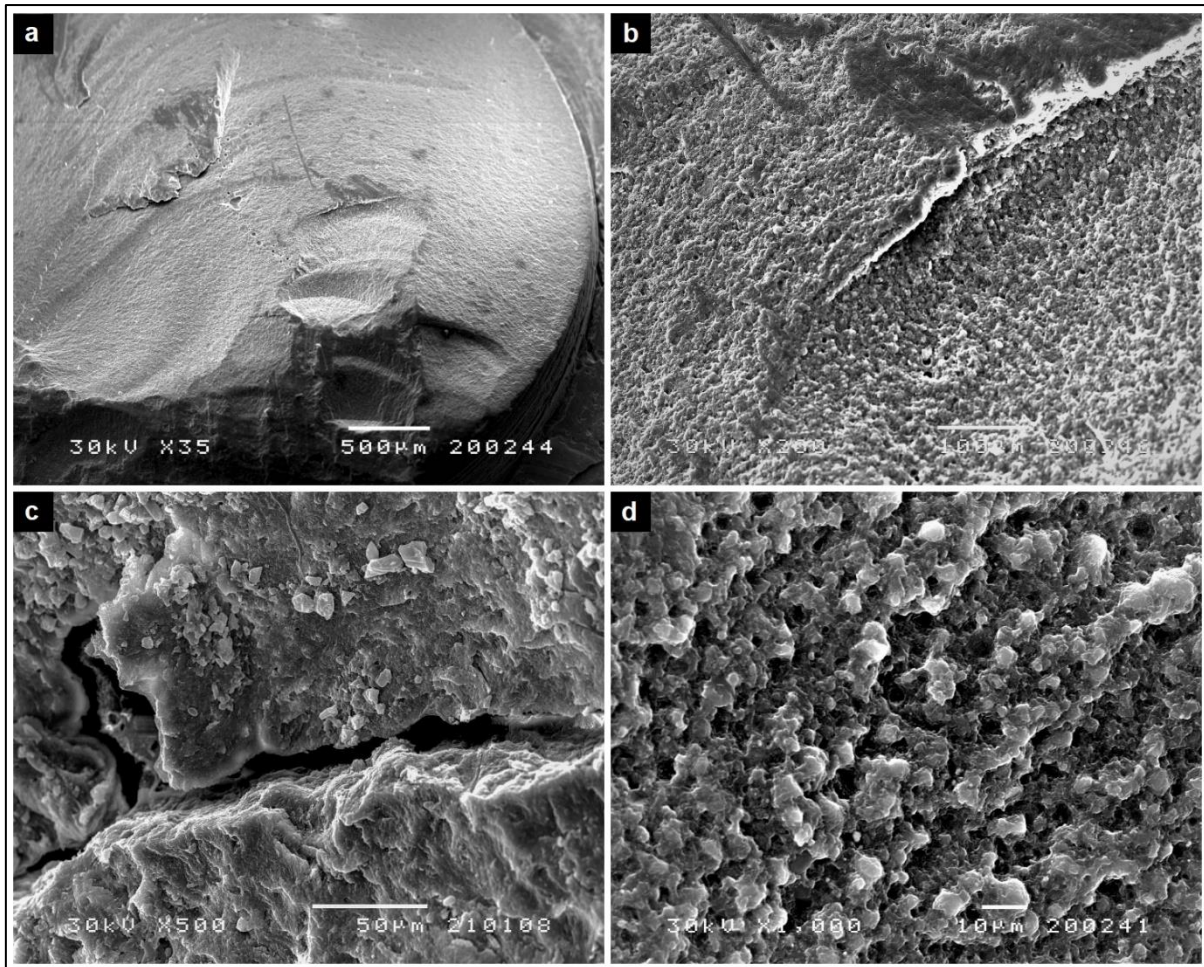


Slika 36. Uporedni prikaz poprečnog preseka dentina pri uvećanju od 1000x. a) *total-etch* tehnika - uočava se potpuno čista površina intertubularnog dentina i jasno definisani otvori dentinskih kanalića bez zaostalog detritusa iz razmaznog sloja; b) *self-etch* tehnika - uočava se kontaminirana površina intertubularnog dentina i delimično/potpuno opturisani otvori dentinskih kanalića detritusom iz razmaznog sloja.

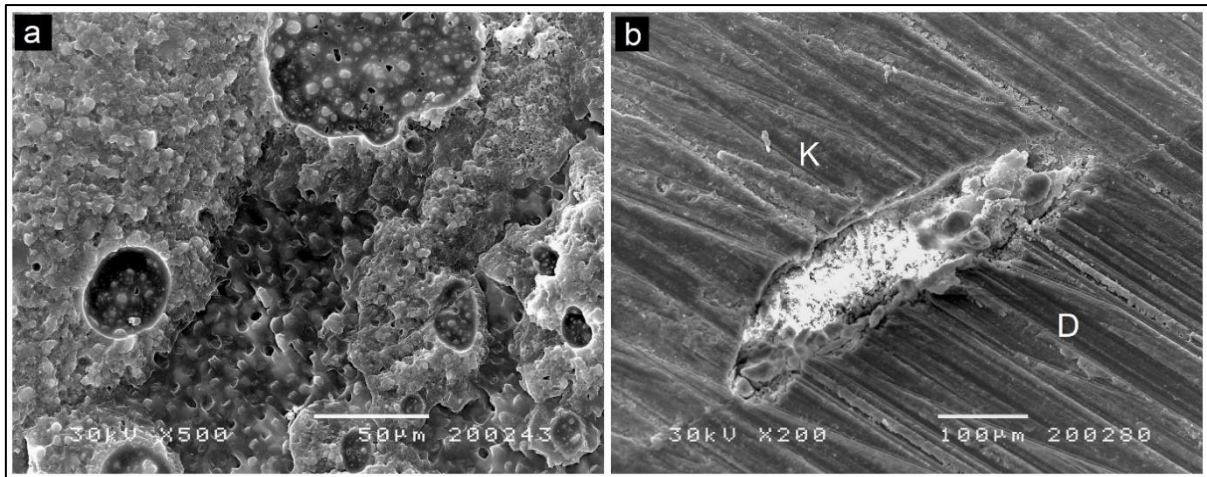
Kvalitativnom SEM analizom površine **kohezivnog preloma u kompozitu** uočava se hrapava sitnozrnasta struktura materijala koji pokriva celu površinu restauracije. Nema značajnih razlika u izgledu površine preloma konvencionalog i bulkfill kompozita. Kod oba tipa kompozita, nezavisno od tehnike aplikovanja, u pojedinim uzorcima uočava se pojava blaznica vazduha na spoju između kompozita i adhezivnog sloja ili u samom kompozitnom materijalu. Reprezentativne SEM mikrografije površine preloma kohezivnog tipa u kompozitu prikazane su na Slikama 37-39.



Slika 37. SEM mikrografije površine kohezivnog preloma konvencionalnog kompozita (3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative) pri različitim uveličanjima. a) Kompletna bonding regija se sastoji od kompozitnog materijala, bez eksponiranih polja univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) i dentina. b) Fenomen raslojavanja kompozita na osnovu kojeg se može zaključiti pravac delovanja sile i širenja frakture (uvećanje 350x); c) i d) Sitnozrnasta hrapava površina konvencionalnog kompozita (uvećanje 1000x).

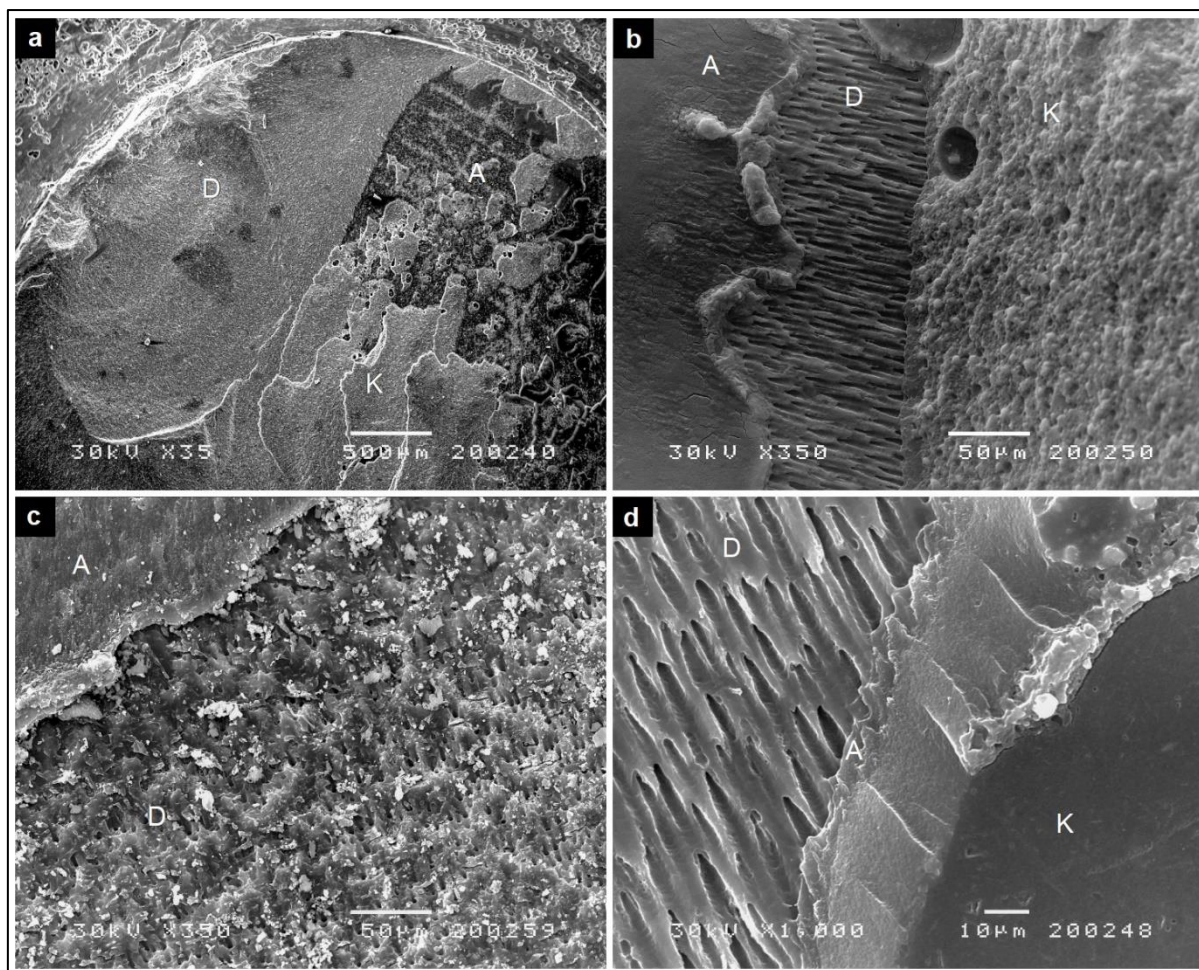


Slika 38. SEM mikrografije površine kohezivnog preloma bulkfill kompozita (3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative) pri različitim uvećanjima. a) Kompozit prekriva celu bonding regiju i nema eksponiranih polja univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) i dentina (uvećanje 35x); b) Raslojavanje kompozita (uvećanje 200x); c) Pukotina u kompozitu, širine oko 20 μm (uvećanje 500x, bar 50 μm); d) Sitnozrnasta površinska struktura bulkfill kompozita (uvećanje 1000x).

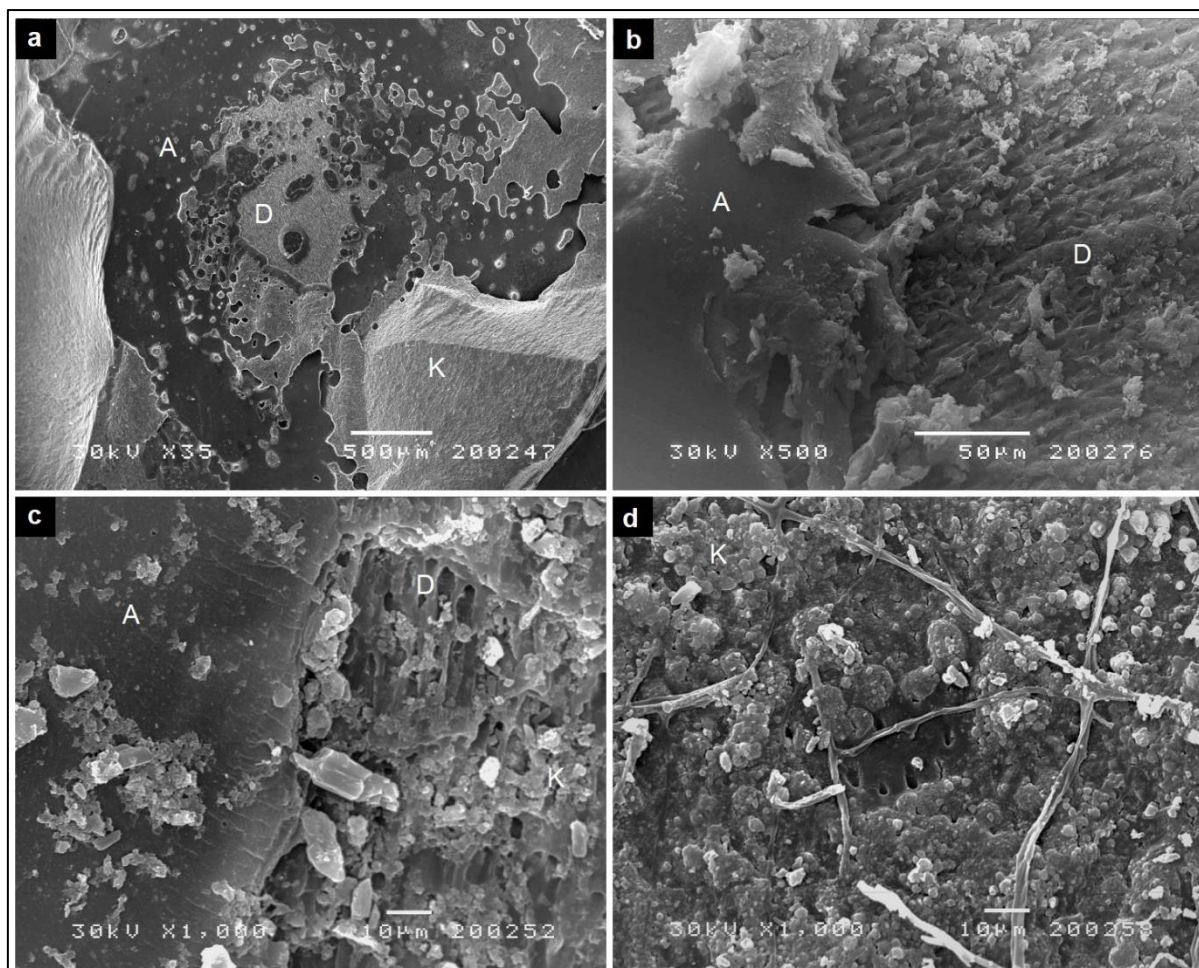


Slika 39. Blazne različitih dimenzija na spoju između kompozita i adheziva. a) poprečni presek (uvećanje 500x); b) uzdužni presek (uvećanje 200x). K-kompozit, D-dentin.

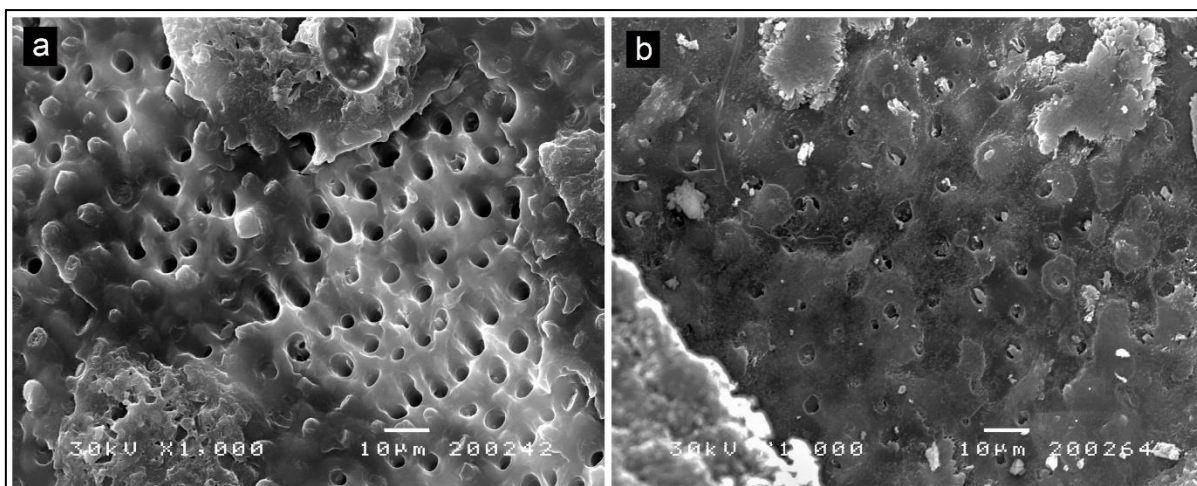
Kvalitativnom SEM analizom površine preloma **mešovitog tipa** uočavaju se polja eksponiranog dentina i univerzalnog adheziva, različitog oblika i veličine, kao i ostaci kompozitnog materijala. Ovo je dominantan tip preloma u svim grupama uzoraka. Reprezentativne SEM mikrografije površine mešovitog preloma prikazane su na Slikama 40-42.



Slika 40. SEM mikrografije površine preloma mešovitog tipa pri različitim uveličanjima (*total-etch* tehnika). a) Na površini restauracije uočavaju se polja eksponiranog dentina i univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive), različitog oblika i veličine, kao i polja zaostalog konvencionalnog kompozita (3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative); b) Prelaz između dentina, adheziva i kompozita. U najdubljim delovima zaostalog kompozita primetna je pojava blazni (uvećanje 350x); c) Površina eksponiranog dentina prekrivena najsitnijim ostacima konvencionalnog kompozita (uvećanje 350x); d) Prelaz između dentina, adheziva i kompozita pri uvećanju od 1000x. Otvori dentinskih kanalića i intertubularni dentin su potpuno čisti usled potpunog rastvaranja razmaznog sloja ortofosfornom kiselinom. D-dentin, A-adheziv, K-kompozit.



Slika 41. SEM mikrografije površine preloma mešovitog tipa pri različitim uveličanjima (*self-etch* tehnika). a) U okviru bonding regije uočavaju se jasno definisana polja eksponiranog dentina, univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) i zaostalog bulkfill kompozita (3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative) (uvećanje 35x); b) Prelaz između adheziva i dentina (uvećanje 500x); c) Površina eksponiranog dentina prekrivena ostacima razmaznog sloja i bulkfill kompozita (uvećanje 1000x); d) U pojedinim delovima uočava se eksponirana mreža kolagenih vlakana kroz koju se prožima adheziv (uvećanje 1000x). D-dentin, A-adheziv, K-kompozit.

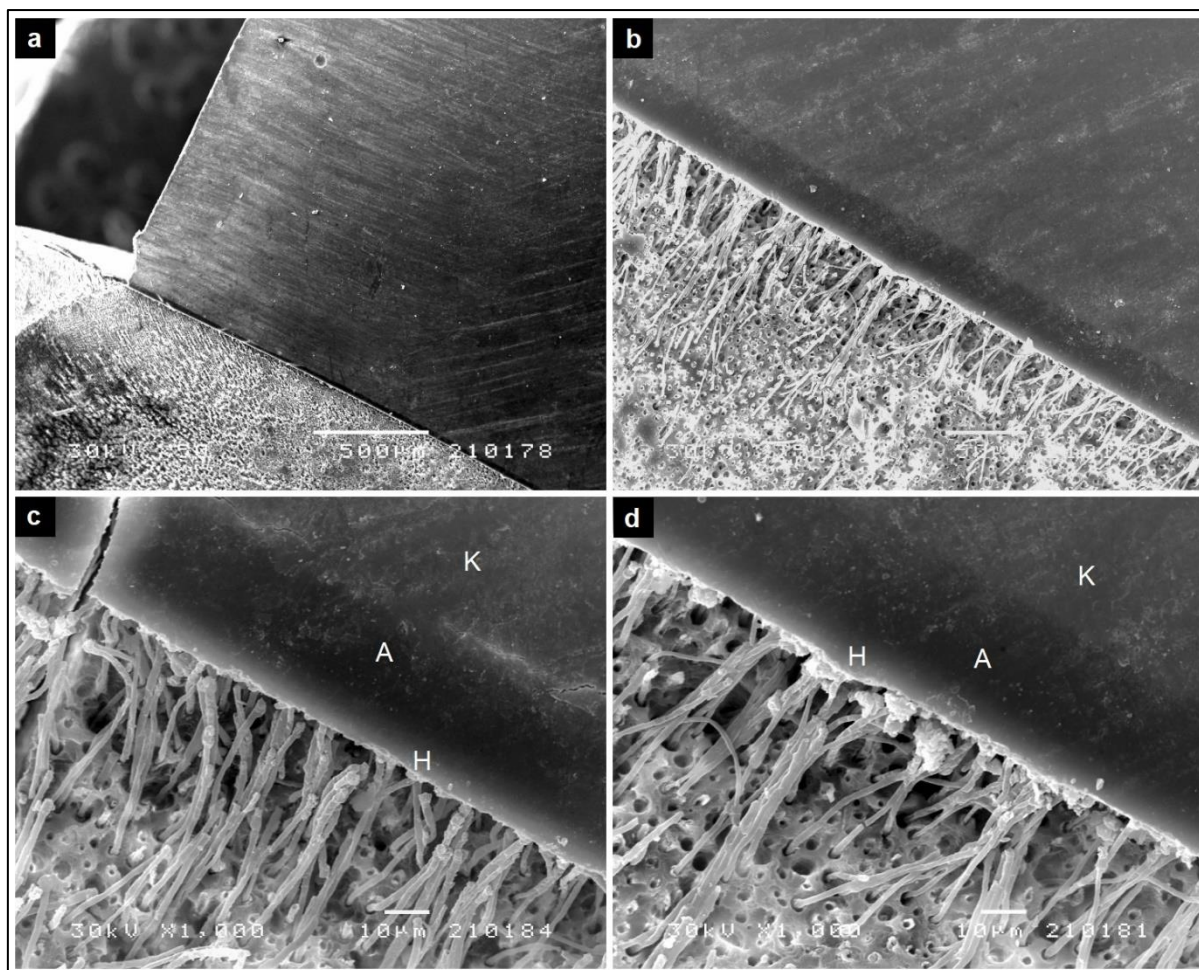


Slika 42. Uporedni prikaz površina eksponiranog dentina u okviru mešovitoz preloma, pri uveličanju od x1000: a) na poprečnom preseku dentina koji je tretiran *total-etch* tehnikom jasno se vide otvori dentinskih kanalića i čista površina intertubularnog dentina; b) na poprečnom preseku dentina koji je tretiran *self-etch* tehnikom, otvori dentinskih kanalića kao i površina intertubularnog dentina su kontaminirani detritusom iz zaostalog razmaznog sloja.

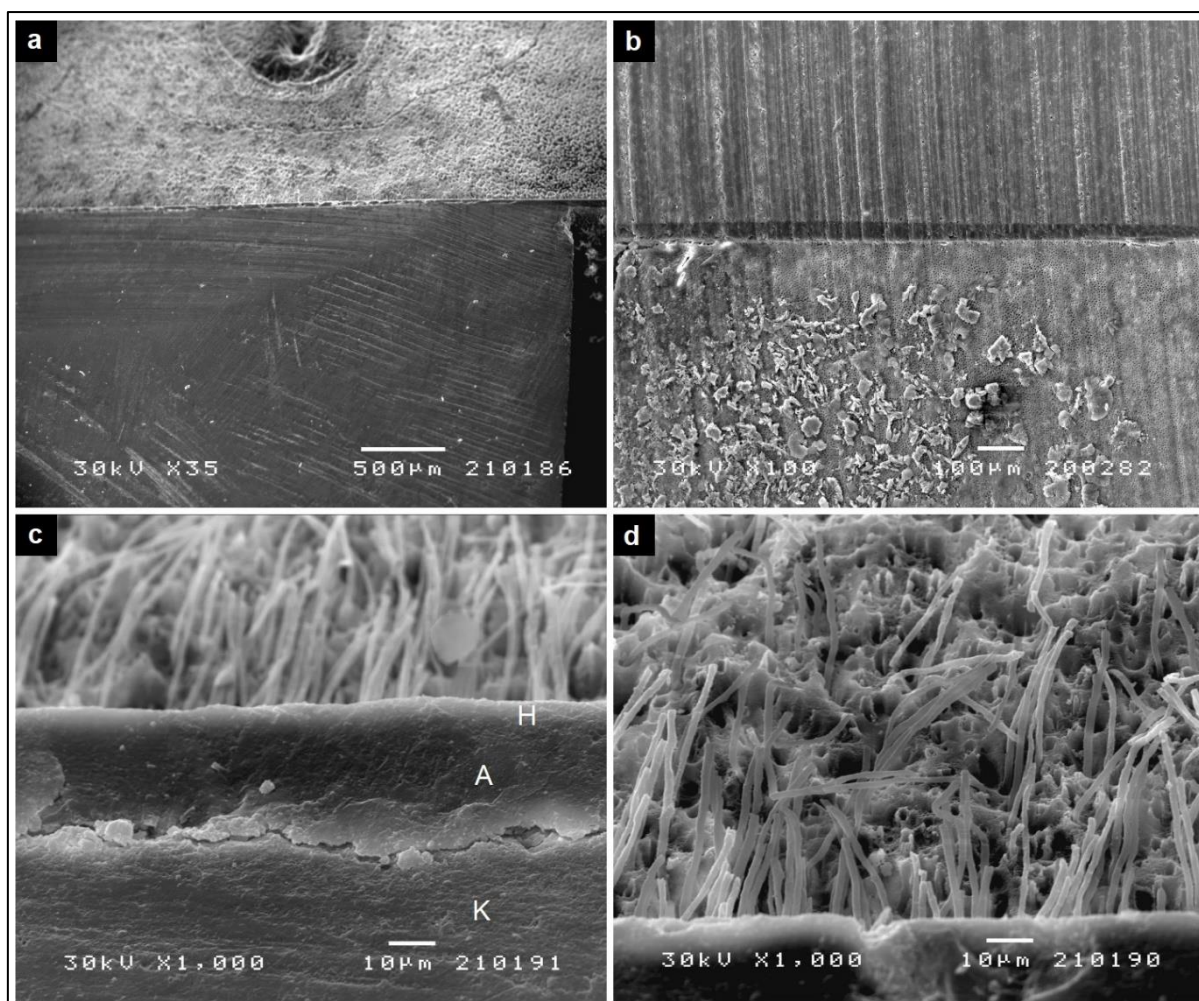
5.3. Rezultati SEM analize ultrastrukture adhezivnog međuspoja

Kvalitativna SEM analiza poprečnog preseka adhezivnog pripoja između kompozita i dentina pokazala je značajne razlike u izgledu adhezivnog i hibridnog sloja u zavisnosti od primenjene tehnike nagrizanja i vrste kompozitnog materijala. Ovakve razlike u izgledu adhezivnog pripoja nisu uočene u zavisnosti od primenjenog svetlosno-polimerizujućeg režima. Na poprečnom preseku adhezivnog pripoja između kompozita i dentina, uočava se prisustvo adhezivnog i hibridnog sloja različite debljine i kontinuiteta, kao i prisustvo većeg ili manjeg broja polimerizovanih smolastih produžetaka različite dužine, koji prominiraju u lumen dentinskih kanalića.

SEM analizom uzoraka koji su tretirani *total-etch* tehnikom na poprečnom preseku adhezivnog pripoja uočava se kontinuirani adhezivni sloj, prosečne debljine oko 30 µm, kao i hibridni sloj ujednačene debljine oko 10 µm. Adhezivni i hibridni sloj celom dužinom restauracije intimno naležu na dentin, bez odvajanja i pojava mikropukotina. Intratubularni produžeci smole su mnogobrojni i različite dužine 10-40 µm. Ovakav izgled adhezivnog pripoja zapaža se nezavisno od primenjenog režima svetlosne polimerizacije i vrste kompozita. Reprezentativne SEM mikrografije prikazane su na Slikama 43 i 44.

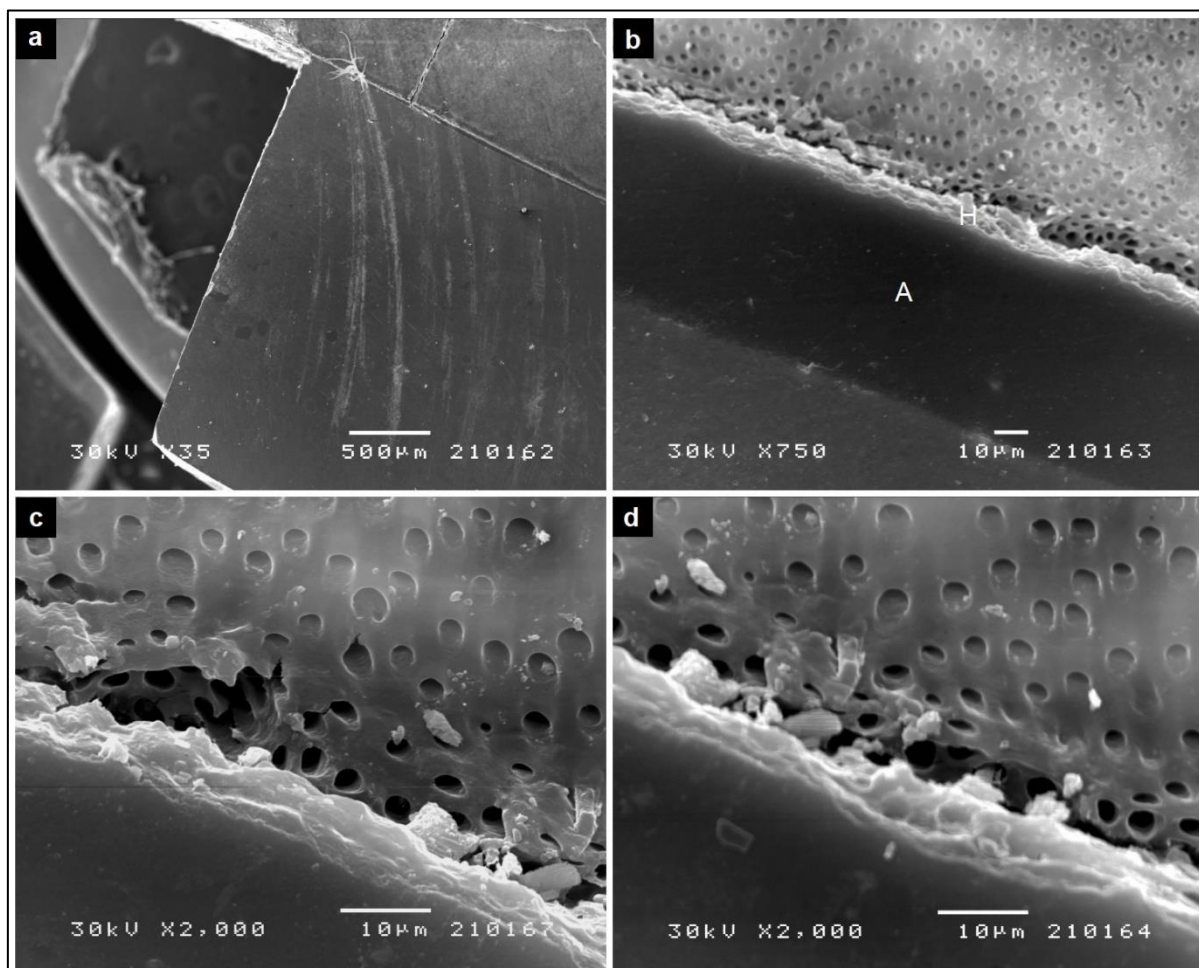


Slika 43. SEM mikrografije poprečnog preseka adhezivnog pripoja pri različitim uveličanjima (*total-etch* tehnika). a) Spoj bulkfill kompozita (3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative) i dentina, posredstvom univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) pri uvećanju od 35x; b) Adhezivni i hibridni sloj su jasno definisani, ujednačene debljine i u kontinuitetu intimno naležu na dentin čitavom dužinom restauracije. Uočavaju se mnogobrojni smolasti produžeci različite dužine (uvećanje 350x, bar 50 µm); c) i d) Zapaža se dobra adaptacija materijala uz prodor smole u lumen dentinskih kanalića. Debljina adhezivnog sloja iznosi 30 µm, a hibridnog 10 µm (uvećanje 1000x, bar 10 µm). A-adhezivni sloj, H-hibridni sloj, K-kompozit.

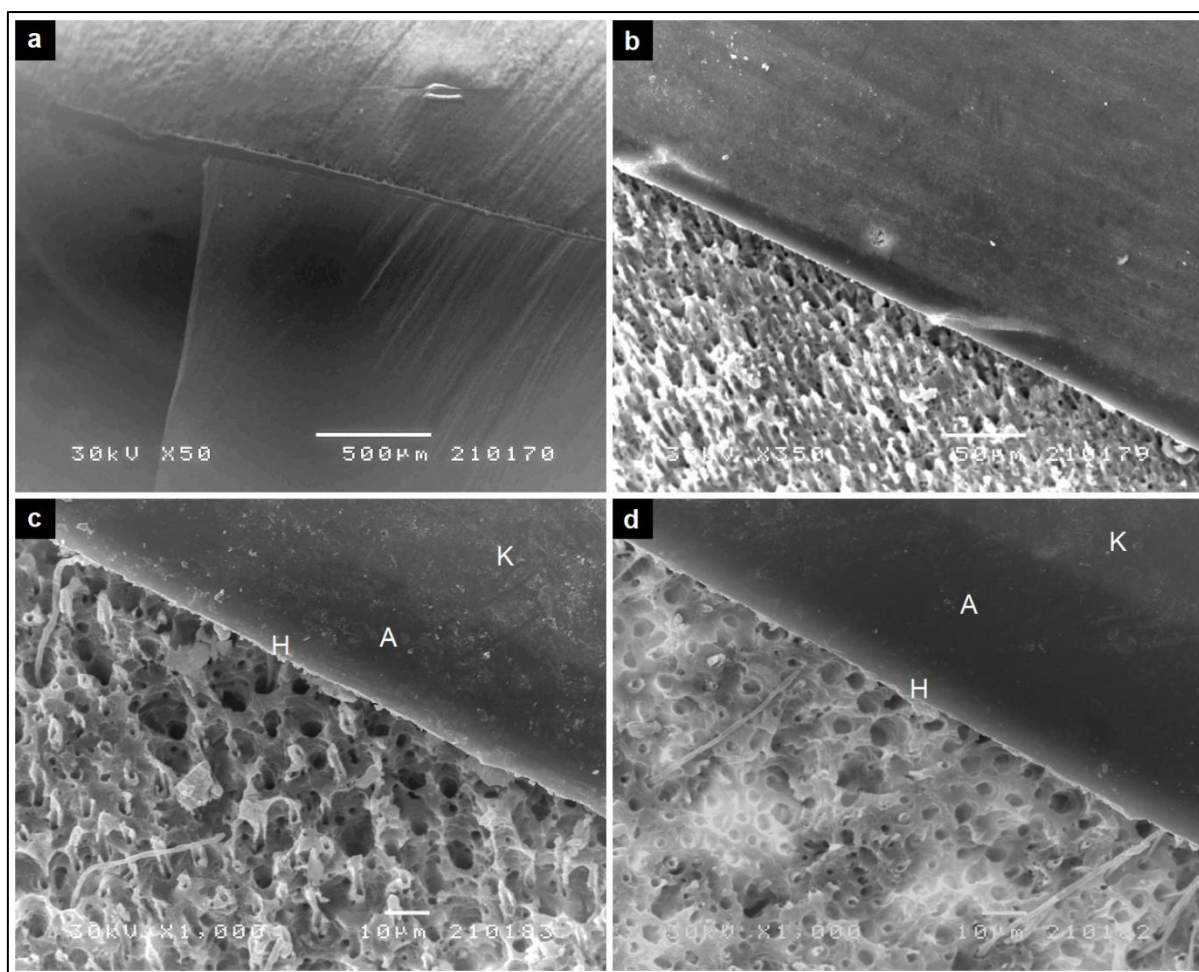


Slika 44. SEM mikrografije poprečnog preseka adhezivnog pripoja pri različitim uvećanjima (*total-etch* tehnika). a) Spoj konvencionalnog kompozita (3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative) i dentina, posredstvom univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) pri uvećanju od 35x; b) Adhezivni sloj je približno jednake debljine čitavom dužinom restauracije i intimno naleže na dentin bez prekida kontinuiteta. Debljina adhezivnog sloja neznatno opada od centralnog ka perifernim delovima restauracije (uvećanje 100x); c) U marginalnim delovima restauracije primetna pojava inicijalne mikropukotine između adhezivnog sloja i kompozita. Prosečna debljina adhezivnog sloja iznosi oko 40 μm u centralnom, odnosno 30 μm u perifernim delovima restauracije, a debljina hibridnog sloja oko 8 μm (uvećanje 1000x, bar 10 μm); d) Uočavaju se mnogobrojni smolasti produžeci, različite dužine od 10 do 40 μm, koji prodiru u lumen dentinskih kanalića (uvećanje 1000x, bar 10 μm). A-adhezivni sloj, H-hibridni sloj, K-kompozit.

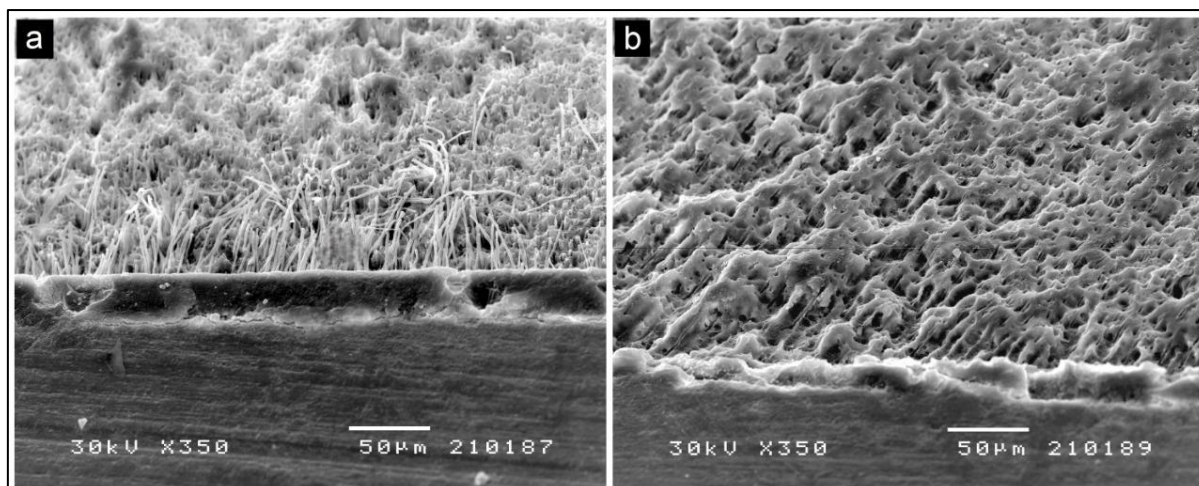
Kvalitativnom SEM analizom uzoraka koji su tretirani *self-etch* tehnikom na poprečnom preseku adhezivnog pripoja uočava se kontinuirani adhezivni i hibridni sloj, neujednačene debljine 30-50 μm , odnosno 5-8 μm , pri čemu se ona povećava od centra ka perifernim delovima restauracije. Intratubularni produžeci smole su potpuno odsutni ili se uočava tek poneki, prosečne dužine oko 30 μm . Ovakav izgled adhezivnog pripoja zapaža se nezavisno od primenjenog režima svetlosne polimerizacije i vrste kompozita. Reprerzentativne SEM mikrografije prikazane su na Slikama 45-48.



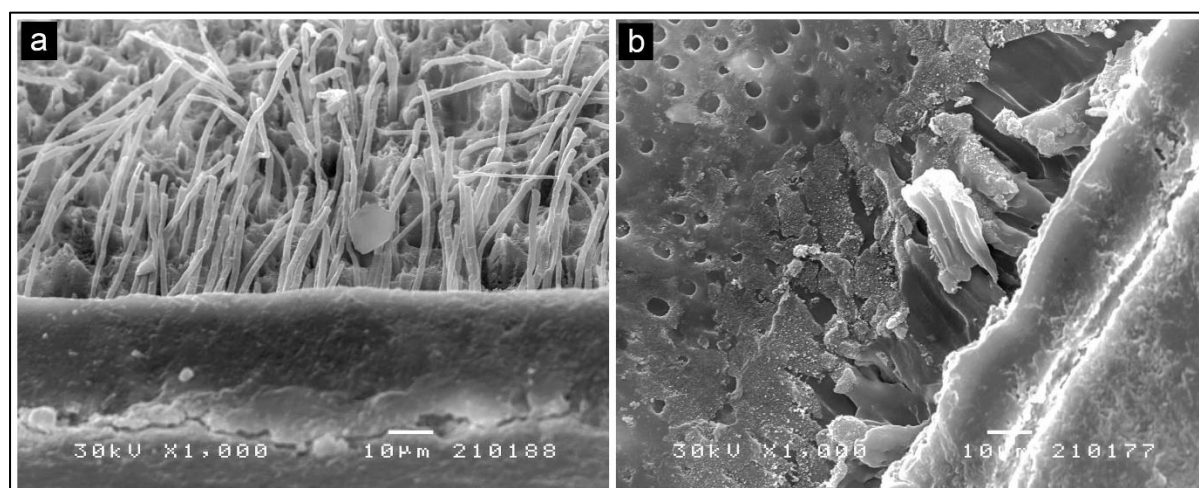
Slika 45. SEM mikrografije poprečnog preseka adhezivnog pripoja pri različitim uveličanjima (*self-etch* tehnika). a) Spoj bulkfill kompozita (3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative) i dentina, posredstvom univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) pri uvećanju od 35x; b) Uočava se jasno definisan adhezivni sloj debljine oko 50 μm , i hibridni sloj neujednačene debljine od 5 do 8 μm , koji u kontinuitetu naležu na dentin čitavom dužinom restauracije (uvećanje 750x, bar 10 μm); c) i d) Intertubularni dentin i otvori kanalića su relativno čisti, bez većih ostataka detritusa iz razmaznog sloja. Intratubularni smolasti produžeci su potpuno odsutni (uvećanje 2000x). A-adhezivni sloj, H-hibridni sloj.



Slika 46. SEM mikrografije poprečnog preseka adhezivnog pripoja pri različitim uveličanjima (*self-etch* tehnika). a) Spoj konvencionalnog kompozita (3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative) i dentina, posredstvom univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) pri uvećanju od 35x; b) Adhezivni i hibridni sloj su jasno definisani i celom dužinom restauracije intimno naležu na dentin. U pojedinim delovima njihov kontinuitet je isprekidan vidljivim kosim pukotinama (uvećanje 350x, bar 50 μm); c) U centralnom delu restauracije adhezivni sloj je debljine oko 30 μm, a hibridni 8 μm. Površina eksponiranog dentina je delimično kontaminirana ostacima razmaznog sloja (uvećanje 1000x, bar 10 μm); d) U perifernom delu restauracije adhezivni sloj je nešto deblji i iznosi oko 50 μm, dok je debljina hibridnog sloja ujendana i iznosi 8 μm. Vidljiv je tek poneki smolasti produžetak koji prominira u lumen kanalića (uvećanje 1000x, bar 10 μm). A-adhezivni sloj, H-hibridni sloj, K-kompozit.

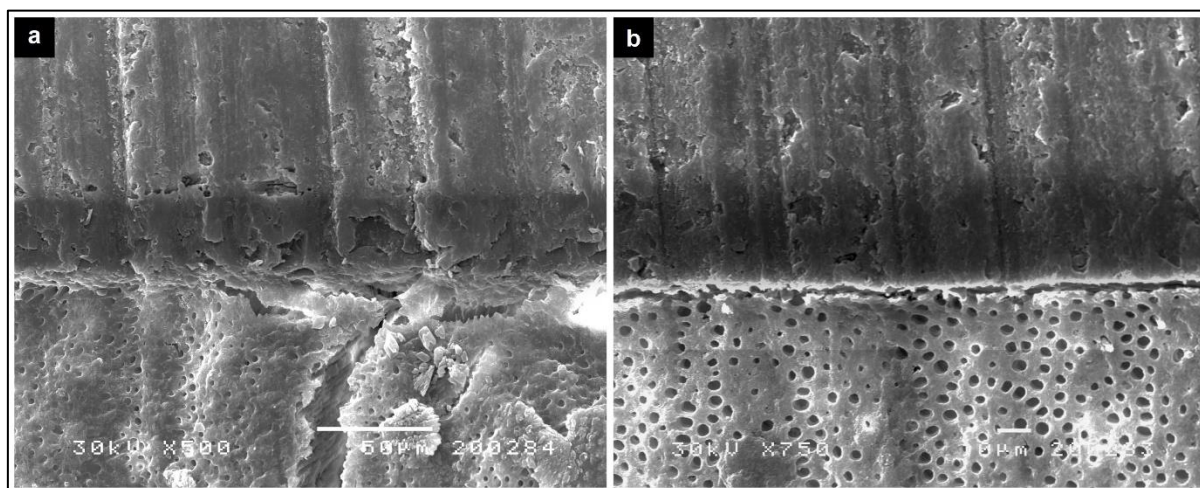


Slika 47. Uporedni prikaz adhezivnog pripoja na poprečnom preseku kroz restauraciju bulkfill kompozitom (3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative) posredstvom univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) pri uveličanju od 350x. a) *total-etch* tehnika, hibridni sloj je ujednačen sa brojnim smolastim produžecima, uočava se mikropukotina na spoju adheziv-kompozit; b) *self-etch* tehnika, hibridni sloj je neujednačen, smolasti produžeci potpuno odsutni.

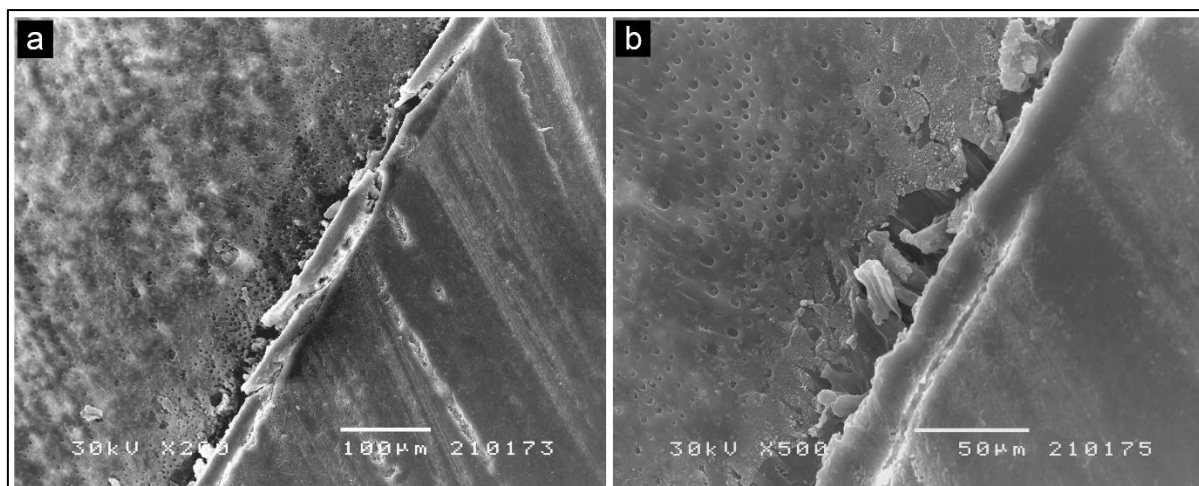


Slika 48. Uporedni prikaz adhezivnog pripoja na poprečnom preseku kroz restauraciju konvencionalnim kompozitom (3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative) posredstvom univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) pri uveličanju od 1000x. a) *total-etch* tehnika, vidljivi mnogobrojni smolasti produžeci različite dužine, pojava inicijalne mikropukotine između adhezivnog sloja i kompozita; b) *self-etch* tehnika, nedostatak smolastih produžetaka i značajno veća mikropukotina između adhezivnog sloja i kompozita, debljine oko 5 µm (bar 10 µm).

Kvalitativnom SEM analizom uzoraka koji su restaurirani bulkfill kompozitom (3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative) na poprečnom preseku adhezivnog pripoja uočavaju se jasno definisani adhezivni i hibridni sloj, bez prekida kontinuiteta i ujednačene debljine celom površinom restauracije. Kod nekih uzoraka zapaža se pojava mikropukotine između dentina i hibridnog sloja, nezavisno od primenjenog svetlosno-polimerizujućeg režima. Analizom uzoraka koji su restaurirani konvencionalnim kompozitom (3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative) na poprečnom preseku adhezivnog pripoja uočavaju se diskontinuirani i neujednačeni adhezivni i hibridni sloj, sa pojavom mikropukotina između kompozita i adhezivnog sloja, kao i između dentina i hibridnog sloja, nezavisno od primenjenog svetlosno-polimerizujućeg režima. Reprezentativne SEM mikrografije prikazane su na Slikama 49 i 50.



Slika 49. Poprečni presek kroz restauraciju bulkfill kompozitom (3M Filtek Bulkfill Posterior Restorative) posredstvom univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) pri različitim uveličanjima. a) *Full power* režim, adhezivni sloj kontinuiran i ujednačen, hibridni sloj slabije uočljiv, intimno naleže na dentin bez pojave mikropukotina (uvećanje 500x); b) *Ramp* režim, adhezivni i hibridni sloj jasno definisani i uočljivi, kontinuirani i ujednačeni celom dužinom restauracije. Zapaža se pojava mikropukotine na spoju hibridnog sloja i dentina, debljine oko 1 μm (uvećanje 750x, bar 10 μm).



Slika 50. Poprečni presek kroz restauraciju konvencionalnim kompozitom (3M Filtek Supreme Ultra Universal Restorative) posredstvom univerzalnog adheziva (3M Scotchbond Universal Adhesive) pri različitim uveličanjima. a) *Full power* režim, adhezivni i hibridni sloj su ispekidani i neujednačeni, sa pojavom mikropukotina između hibridnog sloja i dentina (uvećanje 200x); b) *Ramp* režim, adhezivni i hibridni sloj jasno definisani, kontinuirani i ujednačeni. Zapaža se pojava mikropukotine između adhezivnog sloja i kompozita (uvećanje 500x).

6. DISKUSIJA

6.1. Diskusija metodologije i materijala

Postoje različiti laboratorijski testovi za ispitivanje jačine adhezivne veze koji se baziraju na primeni vertikalnih sila, kao što je zatezna (*tensile force*) ili sila potiska (*push-out force*), koje deluju upravno na adhezivni spoj, i horizontalnih, kao što je sila smicanja (*shear force*), koja deluje paralelno u odnosu na adhezivni spoj. U ovoj studiji, za merenje imedijantne jačine adhezivne veze primenjen je tzv. smicajući test (*shear bond strength test*), koji je ujedno i najzastupljeniji metod u naučnoj literaturi. Iako je sposobnost laboratorijskih testova za određivanje kliničkih performansi adhezivnih sredstava donekle ograničena, ovi testovi se zbog jednostavnosti izvođenja i brzine dobijanja relevantnih rezultata, mnogo više koriste od kliničkih testova. Kako bi rezultati laboratorijskih istraživanja bili što relevantniji za kliničku praksu, važno je da postavljeni eksperimentalni uslovi budu što sličniji kliničkim uslovima. Jedan od najvećih nedostataka laboratorijskih testova za ispitivanje jačine adhezivne veze je nemogućnost apsolutne standardizacije metodologije zbog varijabilnosti faktora koji mogu uticati na ishod eksperimenta. Upravo iz tog razloga, cilj ove studije je bio da obuhvati i ispita što veći broj faktora koji mogu uticati na rezultate merenja jačine adhezivne veze za dentin, kao i njihovu međusobnu interakciju, u okviru postojećih tehničkih ograničenja.

Poznato je da faktori koji su vezani za supstrat, kao što su poreklo, starost i vrsta zuba, permeabilnost dentina, orijentacija tubula, prisustvo razmaznog sloja, vreme i uslovi skladištenja, značajno utiču na rezultate ispitivanja. U ovoj studiji za pripremu uzoraka korišćeni su humani zubi različite starosti (18-75 god), iz svih grupa (sekutići, očnjaci, premolari i molari). U literaturi se mogu pronaći slični radovi u kojima su, u nedostatku humanih zuba, za ispitivanje korišćeni goveđi ili svinjski zubi, zbog strukturnih sličnosti. Međutim, treba imati u vidu da su prethodna istraživanja pokazala da humani zubi ostvaruju jaču adheziju od životinjskih, zbog toga što goveđi zubi imaju manji broj dentinskih tubula većeg promera, odnosno manju površinu solidnog dentina između tubula za koju se može izvršiti adhezija (111). Sa povećanjem starosti zuba, menjaju se i mehanička svojstva dentina. Usled taloženja sklerotičnog dentina smanjuje se dijametar dentinskih kanalića, kao i permeabilnost dentina, što može značajno uticati na jačinu adhezivne veze (112). Tip zuba takođe značajno utiče na rezultate, a neka istraživanja su pokazala da se jačina adhezivne veze između očnjaka i molara značajno razlikuje, kao i između odgovarajućih zuba iz gornjeg i donjeg zubnog luka (113).

Utvrđeno je da lokacija dentinskog supstrata na kome se ispituje jačina adhezivne veze, orijentacija dentinskih tubula i formiranje razmaznog sloja, takođe značajno utiču na rezultate ispitivanja (114). U ovoj studiji zubne krunice su presećane dijamantskom šajbnom paralelno sa aksijalnom osom, u buko-oralnom ili mezio-distalnom pravcu u zavisnosti od tipa zuba. Delovi zuba sa ekspaniranom pulpnom komorom su isključeni iz studije, a korišćene su samo dentinske pločice sa intaktnom površinom dentina. Prisustvo zaostalog razmaznog sloja na površini dentina umanjuje njegovu permeabilnost kao i jačinu adhezivne veze za dentin. Gustina i debljina zaostalog razmaznog sloja zavise od vrste, oblika, strukture i broja obrtaja rotacionih instrumenata koji se koriste za preparaciju dentina (115). U ovoj studiji, razmazni sloj sa površine dentina, koji je nastao prilikom presećanja zuba dijamantskom šajbnom, nije uklanjao kako bi se što vernije simulirali klinički uslovi.

Različiti medijumi se koriste za skladištenje pripremljenih uzoraka do trenutka kada se vrši merenje jačine adhezivne veze. U literaturi se tako mogu pronaći podaci da su uzorci skladišteni u destilovanoj vodi, fiziološkom rastvoru, formalinu, hloraminu, Na-hipohloritu itd. Međutim, ustanovljeno je da produženo čuvanje uzoraka u medijumu može uticati negativno na jačinu adhezivne veze (116). Preporuka je da se testiranje uzoraka izvrši najduže u roku od 6 meseci od ekstrakcije, a da uslovi skladištenja budu što približniji uslovima koji vladaju u usnoj duplji. Za potrebe ove studije uzorci su skladišteni u destilovanoj vodi, na sobnoj temperaturi.

Osim merenja imedijantne jačine adhezivne veze, u literaturi se mogu pronaći radovi u kojima je merena jačina adhezivne veze nakon određenog vremena „starenja“ uzoraka (6-12 meseci), i ustanovljena je statistički značajna razlika u rezultatima. U cilju veštačkog starenja uzoraka i skraćenog vremena ispitivanja koristi se termosajkler, koji omogućava bolju simulaciju kliničkih uslova u usnoj duplji i drastičnih temperaturnih promena kojima su zubi svakodnevno izloženi prilikom ishrane. Istraživanja su pokazala da termosajkling značajno utiče na rezultate merenja, i da uzorci sa visokom imedijantnom jačinom adhezivne veze, nakon veštačkog starenja od 30 000 ciklusa, imaju značajno niže vrednosti jačine adhezivne veze (117). Osim termosajklera, koristi se i mehanički sajkler koji simulira različito mastikatorno opterećenje kojima su zubi izloženi prilikom žvakanja (70-150 N). Smatra se da je 500 000 ciklusa u *in vitro* uslovima, ekvivalentno 6 meseci *in vivo* mastikacije. Na ovaj način se simulira negativni kumulativni uticaj mastikacije na jačinu adhezivne veze između ispuna i zidova kaviteta (118). Usled nedostatka navedene aparature, ova studija je bila ograničena samo na merenje imedijantne jačine adhezivne veze.

Osim faktora vezanih za supstrat, na rezultate ispitivanja jačine adhezivne veze utiču i faktori koji se tiču eksperimentalnih uslova i dizajna. Prethodna istraživanja su pokazala da postoji korelacija između oblika i površine bonding regije i jačine adhezivne veze. Na rezultate merenja može uticati i stopa za odstranjivanje koja reguliše distribuciju stresa kroz kompozitnu nadogradnju, i kod laboratorijskih testova ona najčešće iznosi 0,5-1 mm/min. Ustanovljeno je da manja površina adhezije i veća stopa odstranjivanja rezultiraju jačom adhezivnom vezom (119). Iskustvo, nivo sposobnosti operatora u rukovanju materijalom, kao i tehnika aplikovanja, takođe se dovode u vezu sa rezultatima merenja. Visoka preciznost i uniformna tehnika izrade kompozitnih nadogradnji je obavezna prilikom izvođenja ovakve vrste eksperimenta (120). Uzevši u obzir podatke dostupne u literaturi, u ovoj studiji kompozitne nadogradnje su izrađene primenom plastične modle cilindričnog oblika, prečnika i visine 4 mm. Kompozit je pakovan titanijumskim nabijačem, inkrementalnom tehnikom u više slojeva, ili bulk tehnikom u jednom sloju, u zavisnosti od grupe kojoj uzorak pripada. Svi materijali korišćeni u ovoj studiji su od renomiranog proizvođača 3M ESPE, čime je osigurana njihova kompatibilnost. Imajući u vidu uticaj svih navedenih faktora na rezultate ispitivanja jačine adhezivne veze, jasno je zbog čega je standardizacija metodologije toliko komplikovana.

Nakon merenja jačine adhezivne veze vršena je fraktografska analiza skening elektronskom mikroskopijom. Cilj fraktografske analize bio je lokalizacija mesta inicijalne pukotine i identifikacija smera i obrasca širenja pukotine, kao i ostataka materijala duž površine preloma. Na osnovu izgleda površine preloma uzorci su klasifikovani u 4 grupe: kohezivni prelom u dentinu, kohezivni prelom u kompozitu, adhezivni i mešoviti prelom.

6.2. Diskusija o uticaju tehnike nagrizanja na jačinu adhezivne veze

Iako klinička istraživanja stomatoloških materijala pružaju najviše pouzdanih informacija, laboratorijska istraživanja se zbog brzine i jednostavnosti izvođenja mnogo češće koriste u praksi, ali sa ograničenom interpretacijom rezultata u smislu kliničkog značaja. U ovoj studiji ispitivan je simultani uticaj dve različite adhezivne tehnike (totalno-nagrizajuća i samo-nagrizajuća), dva svetlosno-polimerizujuća režima (standardni i modifikovani) i dve vrste kompozita (konvencionalni i bulkfill), na imedijantnu jačinu adhezivne veze za dentin primenom univerzalnog adhezivnog sistema. Na osnovu rezultata izvršenog merenja, glavna nulta hipoteza ovog istraživanja je delimično prihvaćena, pošto je utvrđeno da dva od tri ispitivana faktora (tehnika nagrizanja i vrsta kompozita) imaju statistički značajan uticaj na jačinu adhezivne veze za dentin.

Rezultati ovog istraživanja su pokazali da je jačina adhezivne veze u velikoj meri određena tehnikom nagrizanja. U zavisnosti od primenjene tehnike nagrizanja utvrđena je statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze, pri čemu su uzorci tretirani totalno-nagrizajućom tehnikom pokazali značajno više vrednosti u poređenju sa uzorcima koji su tretirani samo-nagrizajućom tehnikom. Srednje vrednosti jačine veze ispitivanog univerzalnog adheziva iznose $25,85 \pm 7,05$ MPa u *total-etch* grupama i $22,37 \pm 6,08$ MPa u *self-etch* grupama. Razlika u jačini adhezivne veze se može objasniti delovanjem ortofosforne kiseline na dentin u sklopu totalno-nagrizajuće tehnike. Ovim dodatnim korakom nagrizanja dentina u trajanju od 15s, postiže se potpuno uklanjanje razmaznog sloja i povećanje ukupne retencione površine. Otvaranjem dentinskih tubula olakšava se prodiranje adheziva u kanaliće i formiranje smolastih produžetaka, čime se stvaraju povoljni uslovi za formiranje kvalitetnog hibridnog sloja i ostvarivanje jake adhezivne veze. Međutim, iako rezultati našeg istraživanja sugerišu da je dodatno kondicioniranje dentina korisno u smislu jače adhezivne veze, osnovni problemi kod primene totalno-nagrizajuće tehnike su visoka osetljivost i dužina trajanja same procedure. Stepem nagrizanja i nivo vlažnosti dentina pre samog nanošenja adheziva veoma je teško kontrolisati, a u svakoj fazi aplikovanja postoji mogućnost za grešku koja može ugroziti ishod finalne restauracije. Nedovoljno nagrizanje dentina dovodi do nepotpunog uklanjanja razmaznog sloja i kompromitovanja formiranja stabilne adhezivne veze. Sa druge strane, prekomerno nagrizanje dentina može dovesti do preterane propustljivosti i stvaranja povoljnih uslova za prodor bakterija i iritaciju pulpe. Nedovoljno ispiranje kiseline takođe može dovesti do pojave hipersenzitivnog dentina. Presušivanje površine dentina dovodi do kolapsa kolagene mreže dentina i nemogućnosti formiranja adekvatne veze sa monomerima iz adhezivne smole. Imajući u vidu kompleksnost totalno-nagrizajuće tehnike, ne iznenađuje činjenica da su i proizvođači i kliničari konstantno u potrazi za jednostavnijim adhezivnim procedurama, uz očuvanje i dalje unapređenje postojeće adhezivne efikasnosti.

Uzorci tretirani samo-nagrizajućom tehnikom su u ovoj studiji pokazali značajno niže vrednosti jačine adhezivne veze u poređenju sa uzorcima koji su tretirani totalno-nagrizajućom tehnikom. Ovakvi rezultati mogu se pripisati izostanku dodatne faze nagrizanja dentina ortofosfornom kiselinom i umanjenom potencijalu nagrizanja samog adhezivnog sredstva. Kondicioniranje dentina je u samo-nagrizajućoj tehnici determinisano sastavom i kiselošću samog adheziva. Najveći potencijal nagrizanja imaju tzv. jaki *self-etch* adhezivi ($\text{pH} < 1$), dok su umereni ($\text{pH} 1-2$) i blagi ($\text{pH} > 2$) nešto manje efikasni u kondicioniranju površine dentina. Visoka kiselost jakih *self-etch* adheziva dovodi do značajne demineralizacije dentina i skoro

potpunog rastvaranja razmaznog sloja, čime su obezbeđeni povoljni uslovi za formiranje snažne adhezivne veze. Primena umerenih i blagih *self-etch* adheziva dovodi do slabije demineralizacije dentina i nepotpunog rastvaranja razmaznog sloja. Zaostali razmazni sloj na površini dentina formira tzv. čepove u otvorima dentinskih kanala koji smanjuju njegovu permeabilnost i remete prodiranje smolastih produžetaka adheziva u lumen kanala. Univerzalni adheziv primenjen u ovom istraživanju (3M Scotchbond Universal Adhesive) ima pH vrednost 2,7, te se njegove osobine i delovanje mogu uporediti sa umerenim *self-etch* adhezivima.

Pojava *self-etch* adheziva na stomatološkom tržištu i nagli porast njihove popularnosti među kliničarima, doveli su i do značajnog porasta broja naučnih istraživanja koja se bave komparacijom adhezivnih performansi *total-etch* i *self-etch* adheziva. Iako su rezultati ovakvih istraživanja u početku bili dosta kontradiktorni, zahvaljujući njima ostvaren je značajan napredak u boljem razumevanju adhezivne veze i adhezivnih sistema. Tako je kasnije ustanovljeno da efikasnost adheziva u velikoj meri zavisi od supstrata za koji se vezuje, i da *total-etch* adhezivi ostvaruju bolju vezu za gleđ nego za dentin, a *self-etch* adhezivi obrnuto.

Ako pažljivo pogledamo eksperimentalnu postavku u ovim istraživanjima možemo videti da se komparacija zapravo vrši između dva adhezivna sredstva koja su hemijski i strukturno potpuno različita. Međutim, da li se poređenje *total-etch* i *self-etch* adheziva može poistovetiti sa poređenjem istoimenih adhezivnih tehnika, ako imamo u vidu da je suštinska razlika između *total-etch* i *self-etch* tehnike zapravo u dodatnoj fazi kondicioniranja dentina ortofosfornom kiselinom? Postavlja se pitanje kako onda možemo znati da li je uzrok različitih jačina adhezivne veze između *total-etch* i *self-etch* tehnike, drugačije kondicioniranje površine dentina, ili razlika u hemijskom sastavu i osobinama samih adhezivnih sredstava. Tek sada, sa pojavom univerzalnih adheziva, stekli su se odgovarajući uslovi za pravilnu eksperimentalnu postavku i poređenje dve različite adhezivne tehnike primenom jednog istog adhezivnog sredstva, pri čemu se eventualna razlika u jačini adhezivne veze može pripisati samo delovanju ortofosforne kiseline.

Vrednosti jačine adhezivne veze dobijene u ovoj studiji primenom univerzalnog adheziva statistički su uporedive sa prethodnim istraživanjima u kojima su korišćeni odgovarajući *total-etch* ili *self-etch* adhezivi, te možemo reći da su univerzalni adhezivi podjednako efikasni kao i njihovi prethodnici. Iako bi trebalo da predstvaljaju asimilaciju najboljih osobina svojih prethodnika, pokazalo se da u smislu jačine adhezivne veze, univerzalni adhezivi nisu efikasniji od konvencionalnih *total-etch* i *self-etch* adheziva.

Međutim, posmatrano iz ugla pojednostavljenja kliničke procedure i proširenja indikacionog polja, univerzalni adhezivi svakako predstavljaju značajan iskorak u odnosu na svoje prethodnike. Njihova glavna prednost se ogleda upravo u tome što se mogu aplikovati bilo kojom adhezivnom tehnikom (*total-etch*, *self-etch* ili *selective-etch*) i ostvariti optimalnu jačinu adhezivne veze sa različitim materijalima.

Rezultati ovog istraživanja saglasni su sa brojnim prethodnim istraživanjima koja su se takođe bavila ispitivanjem efikasnosti univerzalnih adheziva pod različitim okolnostima. Suzuki i saradnici (121) su ispitivali uticaj tehnike nagrivanja na jačinu adhezivne veze za gled primenom univerzalnog adhezivnog sistema, i došli do zaključka da nagrivanje gleđi fosfornom kiselinom značajno povećava jačinu i trajnost adhezivne veze.

Do sličnog zaključka došli su i Pouyanfar i saradnici (122) koji su u svom istraživanju poredili efikasnost univerzalnog adheziva sa 3-faznim i 2-faznim *total-etch* adhezivom i 2-faznim *self-etch* adhezivom. Rezultati njihovog istraživanja su pokazali da univerzalni adheziv sa dodatnim nagrivanjem gleđi fosfornom kiselinom ispoljava najveću jačinu adhezivne veze. Takođe, primena univerzalnog adheziva bez dodatnog nagrivanja, u ovom istraživanju bila je statistički uporediva sa efikasnošću 3-faznih i 2-faznih *total-etch* i *self-etch* adheziva.

Kharouf i saradnici (123) su u svojoj laboratorijskoj studiji ispitivali uticaj tehnike nagrivanja sa dodatnim aktivnim utrljavanjem kiseline i univerzalnog adheziva, na jačinu adhezivne veze za dentin. Ustanovili su da *total-etch* tehnika pokazuje značajno bolje rezultate u odnosu na *self-etch* tehniku, kao i da dodatno aktivno utrljavanje kiseline i adhezivnog sredstva ne utiče na povećanje jačine adhezivne veze.

U meta-analitičkoj studiji koju su sproveli Cuevas-Suárez i saradnici (124), a koja je obuhvatila ukupno 59 in vitro studija, ocenjivan je uticaj tehnike nagrivanja na imedijantnu i dugoročnu jačinu adhezivne veze primenom univerzalnog adheziva. Zaključili su da nagrivanje gleđi i dentina fosfornom kiselinom pospešuje jačinu adhezivne veze. Takođe su utvrdili da nezavisno od primenjene tehnike nagrivanja, jačina adhezivne veze vremenom opada primenom različitih tehnika veštačkog starenja uzoraka.

Ovakve rezultate laboratorijskih istraživanja potvrđuju i nalazi brojnih kliničkih studija u kojima su ispitivane performanse univerzalnih adheziva. Nakon observacionog perioda od 2 godine, Lawson i saradnici (125) su konstatovali da je klinička efikasnost univerzalnog adheziva 3 puta slabija kada se aplikuje *self-etch* tehnikom u poređenju sa *total-etch* pristupom. Takođe su uočili da kliničke performanse adheziva vremenom degradiraju, u smislu oslabljene

marginalne adaptacije i pojačane diskoloracije, nezavisno od primenjene tehnike nagrizanja. Retencioni skor univerzalnog adheziva na kraju observacionog perioda je bio 94,9% u *self-etch* modu i 100% u *total-etch* modu.

Oz i saradnici (126) su u svojoj kliničkoj studiji ispitivali performanse dva različita univerzalna adheziva i tri tehnike aplikovanja. Ocenjivali su stepen retencije, marginalne adaptacije i diskoloracije, kao i prisustvo sekundarnog karijesa i postoperativne osetljivosti. Na kraju opservacionog perioda od 24 meseca utvrdili su da *total-etch* i *selective-etch* tehnika pokazuju značajno bolje kumulativne rezultate u poređenju sa *self-etch* tehnikom, kada se uzmu u obzir svi navedeni kriterijumi za kliničku procenu restauracije.

U naučnoj literaturi se mogu pronaći i studije čiji rezultati nisu saglasni sa nalazima našeg istraživanja, a kontradiktornosti i drugačiji rezultati se mogu objasniti primenom različitih metodologija za ispitivanje jačine adhezivne veze između različitih materijala (keramika, kompozit, metal i dr.) i zubnih tkiva (gleđ, dentin, kariozno izmenjen dentin), primenom različitih adhezivnih sredstava i tehnika (*total-etch*, *self-etch*, *selective-etch*).

U laboratorijskim uslovima lako je obezbediti dobru vidljivost i izolaciju radnog polja, a adhezija se vrši za idealno ravnu površinu dentina. Sa druge strane, u kliničkim uslovima vidljivost je uvek ograničena, apsolutna izolacija radnog polja teško ostvariva, a adhezija se uglavnom vrši za površinu dentina koja nikad nije ravna već ima neki trodimenzionalni oblik. Iz navedenog, jasno je zbog čega ponekad rezultati laboratorijskih i kliničkih istraživanja nisu saglasni, čak i kada se primeni ista adhezivna procedura i adhezivna sredstva.

Yamauchi i saradnici (127) su ispitivali efikasnost vezivanja 4 različita univerzalna adheziva za dentin primenom *etch-and-rinse* i *self-etch* tehnike. Utvrdili su da ne postoji statistički značajna razlika između navedenih tehnika i da nagrizanje kaviteta fosfornom kiselinom ne pospešuje jačinu adhezivne veze za dentin.

Do istih rezultata došli su Chen i saradnici (128), koji su u svojoj studiji ispitivali jačinu vezivanja 5 različitih univerzalnih adheziva za koronarni dentin umnjaka. Rezultati njihovog istraživanja su pokazali da vrsta adheziva značajno utiče na jačinu adhezivne veze ali da ne postoji značajna razlika između *etch-and-rinse* i *self-etch* tehnike, odnosno da je vezivanje univerzalnih adheziva podjednako efikasno nezavisno od primenjene tehnike aplikovanja.

Prilikom ispitivanja jačine adhezivne veze istraživači koriste univerzalne adhezive različitih proizvođača za poređenje sa prethodnim generacijama, kao i međusobno poređenje.

Iako generalno imaju vrlo slične osobine, ovi univerzalni adhezivi se ipak razlikuju po svom hemijskom sastavu i proizvodnom postupku. Pregledom naučne literature koja se bavi ispitivanjem jačine adhezivne veze, najčešće se pominju sledeći univerzalni adhezivi: Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), All-Bond Universal (Bisco, USA), G-Premio Bond (GC, Japan), Prime&Bond Elect (Dentsply, USA), Clearfil Universal Bond (Noritake, Japan) i Futurabond U (Voco GmbH, Germany). U ovoj studiji korišćen je Scotchbond Universal Adhesive, renomiranog brenda 3M ESPE. Zahvaljujući specifičnom hemijskom sastavu ovaj bond pokazuje izuzetne adhezivne performanse. Vitrebond Copolymer, koji je inkorporisan u adheziv, ima sposobnost vezivanja za kalcijum iz hidroksiapatita pri čemu nastaju hidrolitički stabilne soli, i omogućava jednako efikasno vezivanje i za suvi (*dry bonding*) i za vlažni dentin (*wet bonding*). MDP fosfatni monomer određuje pH vrednost adheziva (pH=2,7) i njegovu samo-nagrizajuću sposobnost, i omogućava adheziju za različite podloge, kao što su zubna tkiva, cirkonijum, metali i dr. Zahvaljujući izrazito kiseloj prirodi ovaj univerzalni adheziv može uspostaviti optimalnu adhezivnu vezu i sa površinama zuba koje su blago kontaminirane, što je naročito u kliničkim uslovima od velikog značaja. Treća aktivna komponenta u adhezivu je silan, koji omogućava hemijsko vezivanje sa staklastim keramičkim površinama bez dodatne upotrebe posebnih prajmera. Ostatak zapremine univerzalnog adheziva čine fileri, inicijatori, etanol i voda. Istorijski gledano, nijedna od prethodnih generacija konvencionalnih adheziva na bazi metakrilata nema sposobnost hemijske adhezije za indirektnu stomatološku nadoknade bez prethodnog površinskog tretmana različitim vrsta prajmera (129).

Imajući u vidu veliki broj varijabli koje učestvuju u formiranju eksperimentalnih uslova jasno je da je pravilna standardizacija postupka merenja jačine adhezivne veze izuzetno zahtevna i komplikovana procedura. Poređenjem studija sa sličnom metodologijom određivanja jačine adhezivne veze, a različitim rezultatima i zaključcima, jasno je da i minimalne izmene u eksperimentalnim uslovima mogu značajno uticati na rezultate merenja, odnosno ishod samog istraživanja. Rezultati našeg istraživanja nedvosmisleno pokazuju da su vrednosti jačine adhezivne veze primenom univerzalnog adheziva najnovije generacije uporedive sa vrednostima prethodnih generacija odgovarajućih *total-etch* i *self-etch* adheziva, kao i da dodatni korak nagrizanja dentina fosfornom kiselinom značajno doprinosi jačanju adhezivne veze.

Rezultati fraktografske analize su pokazali da tehnika nagrizanja u ovoj *in vitro* studiji nije imala statistički značajan uticaj na distribuciju preloma. Mešoviti tip je dominantan vid

preloma u svim grupama, nezavisno od primenjene tehnike nagrizanja. I pored izostanka statističke značajnosti, veći broj adhezivnih preloma je konstatovan u *self-etch* (S) grupama, dok je veći broj kohezivnih preloma registrovan u *total-etch* (T) grupama, što je u skladu sa rezultatima merenja jačine adhezivne veze u navedenim grupama. SEM analizom adhezivnog međuspoja uočene su određene razlike u izgledu hibridnog sloja i površine dentina, između uzoraka tretiranih *total-etch* i *self-etch* tehnikom.

SEM analizom poprečnog preseka adhezivnog međuspoja, kod obe grupe uzoraka uočeno je prisustvo adhezivnog i hibridnog sloja, različite debljine i karakteristika, što ukazuje na to da je u oba slučaja postignuta optimalna adhezivna veza. Kod uzoraka tretiranih *total-etch* pristupom, hibridni sloj je kontinuiran i deblji (10 μm), u odnosu na uzorke tretirane *self-etch* pristupom, kod kojih je hibridni sloj više diskontinuiran i tanji (5-8 μm). Takođe, SEM analizom uzoraka tretiranih ortofosfornom kiselinom, celom dužinom hibridnog sloja uočava se veliki broj kraćih i dužih smolastih produžetaka koji prominiraju u lumen dentinskih kanalića. Pri većem uveličanju zapaža se i fenomen lateralnog grananja smolastih produžetaka, koji dodatno doprinosi jačanju mikromehaničke veze između adheziva i dentina. SEM analizom uzoraka koji nisu tretirani kiselinom, sporadično se uočava prisustvo manjeg broja kraćih smolastih produžetaka ili su oni potpuno odsutni, u poređenju sa uzorcima koji su tretirani *total-etch* pristupom. Ovakav izgled hibridnog sloja može se objasniti neravnomernim i nepotpunim rastvaranjem razmaznog sloja pod dejstvom slabo kiselih prajmera iz adheziva. Ostaci razmaznog sloja remete prodiranje smole iz adheziva u lumen dentinskih kanalića i smanjuju efektivnu površinu intertubularnog dentina za ostarivanje adhezije. U prilog tome govori i generalno veća i neujednačena debljina adhezivnog sloja kod *self-etch* uzoraka, upravo zbog toga što u njegov sastav ulazi i deo zaostalog razmaznog sloja na površini dentina. Ovakav mikroskopski nalaz generalno odgovara rezultatima istraživanja koje su prethodno sproveli Dačić i saradnici (130,131), i takođe utvrdili postojanje razlike u izgledu i debljini hibridnog sloja u zavisnosti od primenjene adhezivne tehnike.

SEM analizom površine preloma mešovito i kohezivnog tipa u dentinu, uočene su razlike u izgledu eksponirane površine dentina u odnosu na primenjenu tehniku nagrizanja. Analizom uzoraka koji su tretirani *total-etch* tehnikom, uočavaju se jasno ograničeni otvori dentinskih kanalića i čista površina intertubularnog dentina, usled kompletnog rastvaranja razmaznog sloja pod dejstvom ortofosforne kiseline. Sa druge strane, analizom uzoraka koji su tretirani *self-etch* tehnikom uočavaju se delimično ili potpuno zapašeni otvori dentinskih kanalića, detritusom iz razmaznog sloja koji se prostire i preko intertubularnog dentina. Ovakav

mikroskopski nalaz površine preloma u skladu je sa rezultatima merenja jačine adhezivne veze, pri čemu je značajno veća jačina izmerena kod uzoraka tretiranih *total-etch* tehnikom.

6.3. Diskusija o uticaju svetlosno-polimerizujućeg režima na jačinu adhezivne veze

Svoj uticaj na jačinu adhezivne veze svetlost ispoljava kroz polimerizaciju adhezivnih sredstava i kompozitnih materijala, determinišući njihova finalna mehanička i hemijska svojstva. Kontrakcija fotopolimerizujućih materijala na bazi smole još uvek predstavlja jedan od glavnih nedostataka ovih materijala i faktora koji u značajnoj meri kompromituju ostvarivanje optimalne jačine adhezivne veze. Za razliku od autopolimerizacije, svetlosna polimerizacija omogućava stomatologu potpunu kontrolu nad svim fazama restaurativne procedure. Aktivan rad na modifikaciji tehnologije i karakteristika svetlosne polimerizacije u poslednjih 20 godina, doveo je do pojave nekoliko različitih grupa svetlosnih izvora. Tako danas, stomatolozi imaju na raspolaganju različite svetlosne izvore: halogene, ksenonske, laserske i LED; koji se međusobno razlikuju po svojim osobinama (132). LED lampe su zahvaljujući svojim superiornim tehničkim karakteristikama i pristupačnoj ceni, postale najzastupljeniji izvor svetlosti u stomatološkoj praksi.

Evolucija fotopolimerizacije u stomatologiji se generalno odvijala u pravcu skraćanja kliničke procedure, pa tako danas za većinu kompozitnih materijala vreme polimerizacije iznosi 20s, a za adhezivna sredstva 10s. Međutim, skraćeno vreme polimerizacije se mora kompenzovati povećanjem intenziteta svetlosti, odnosno iradijanse, kako bi se osigurao optimalan stepen konverzije materijala. Još jedna prednost visoke iradijanse je mogućnost ostvarivanja optimalne polimerizacije kompozita na većim dubinama, posebno imajući u vidu da se svetlosni izvori uglavnom ne održavaju pravilno i da je njihova emisiona sposobnost delimično kompromitovana. Sa druge strane, postoje i neželjeni efekti visoke iradijanse koji obuhvataju propagaciju polimerizacione kontrakcije i stresa usled inicijalno visokog intenziteta svetlosti, kao i mogućnost ugrožavanja biološkog integriteta gingivalnog i pulpnog tkiva usled pojačanog generisanja toplote (133).

U cilju iskorišćavanja pozitivnih i eliminisanja negativnih efekata visoke iradijanse, osmišljeno je nekoliko različitih režima svetlosne polimerizacije, kao što su: *turbo*, *soft-start*, *ramp*, *pulse* i *pulse-delay*. Primena ovih modifikovanih režima bazira se na modulaciji karakteristika svetlosti, kao što su: intenzitet, talasna dužina i vreme prosvetljavanja. Pretpostavka je da se pravilnom kombinacijom navedenih karakteristika mogu obezbediti povoljniji uslovi za optimalnu polimerizaciju materijala na bazi smole, i na taj način ostvariti

efikasnija adhezija. Koncept modifikovanih svetlosno-polimerizujućih režima zvuči primamljivo i sama tehnologija svetlosnih izvora je dosta napredovala na tom polju, međutim koliki su realni benefiti od primene ovakvih protokola u svakodnevnoj kliničkoj praksi i dalje je predmet mnogih diskusija.

Rezultati ovog istraživanja su pokazali da svetlosna polimerizacija nema značajan uticaj na jačinu adhezivne veze za dentin. Različiti svetlosno-polimerizujući režimi primenjeni u ovom istraživanju, rezultovali su sličnom jačinom adhezivne veze, te nije utvrđena statistički značajna razlika između standardnog (*Full power*) i modifikovanog (*Ramp*) režima. Uticaj svetlosne polimerizacije na jačinu adhezivne veze je indirektan, i zavisi od nivoa generisanog stresa i kontrakcije. Pošto se najveći deo kontrakcije odvija na početku polimerizacionog procesa, zadatak *Ramp* režima je da produži viskozno-elastičnu fazu materijala i redukuje stepen polimerizacione kontrakcije. Izostanak povoljnih efekata *Ramp* režima u ovom slučaju mogao bi se delimično objasniti time da inicijalna faza sniženog intenziteta svetlosti traje nedovoljno dugo i brzo biva poništena finalnom fazom viškog intenziteta koja traje znatno duže. Ovakvi rezultati saglasni su sa brojnim prethodnim istraživanjima koja su se takođe bavila ispitivanjem uticaja svetlosne polimerizacije na jačinu adhezivne veze i efikasnost adhezivnih sistema (134-137).

Brandt i saradnici (134) su ispitivali uticaj različitih fotopolimerizujućih režima na jačinu adhezivne veze kompozita na bazi metakrilata i silorana, i utvrdili da ne postoji statistički značajna razlika između *continuous*, *soft-start* i *pulse-delay* režima, te da je jačina veze determinisana vrstom kompozitnog materijala a ne karakteristikama svetlosti.

Do sličnog zaključka došli su i Amaral i saradnici (135) koji su u svom istraživanju poredili uticaj različitih izvora svetlosti (halogeni, LED i plazma) i režima polimerizacije (*continuous* i *soft-start*) na jačinu adhezivne veze između dentina i dva različita kompozita. Rezultati njihovog istraživanja su pokazali da svetlosni izvor i režim polimerizacije nemaju značajan uticaj na jačinu veze, već da je ona prvenstveno određena izborom restaurativnog materijala.

Steiner i saradnici (136) su u svojoj laboratorijskoj studiji ispitivali uticaj tri različita faktora (vrsta kompozita, vrsta adheziva i režim polimerizacije) na jačinu adhezivne veze za dentin. Ustanovili su da najveći uticaj na adheziju ispoljava izbor kompozita, zatim adheziva, dok režim polimerizacije nema značajan uticaj, odnosno da *soft-start* režim ne doprinosi većoj jačini adhezivne veze.

Shafiei i saradnici (137) su ispitivali uticaj različitih svetlosno-polimerizujućih režima na jačinu adhezivne veze za dentin primenom dva univerzalna adheziva. Rezultati njihovog istraživanja su pokazali da modifikovani režimi polimerizacije sa promenljivim intenzitetom svetlosti (*soft-start* i *pulse-delay*) ispoljavaju slabiju adhezivnu vezu u odnosu na standardni režim sa kontinuiranim intenzitetom svetlosti. U ovoj studiji, veći intenzitet svetlosti (200 mW/cm²) u inicijlnim fazama *soft-start* i *pulse-delay* režima, dao je bolje rezultate u smislu jačine veze u poređenju sa inicijalnim intenzitetom od 100 mW/cm².

U naučnoj literaturi se mogu pronaći i brojne studije čiji rezultati nisu saglasni sa nalazima našeg istraživanja, u kojima primena modifikovanih režima svetlosne polimerizacije daje bolje rezultate u odnosu na standardni. Kontradiktornosti i drugačiji rezultati se mogu objasniti time da stomatolozi danas imaju na raspolaganju veliki izbor svetlosnih izvora i restaurativnih materijala, različitih proizvođača i karakteristika. Svetlosni izvori se mogu dosta razlikovati po karakteristikama svetlosti koju emituju i parametrima svetlosnih režima kojima raspoložu, dok se restaurativni materijali razlikuju po fizičko-hemijskim svojstvima koja mogu značajno uticati na transmisiju svetlosti kroz sam materijal. Poređenjem naučnih studija sa sličnom metodologijom može se zaključiti da i vrlo diskretne promene eksperimentalnih uslova mogu u velikoj meri uticati na ishod istraživanja. Udaljenost vrha svetlosnog izvora od površine kompozita, ugao pod kojim se vrši prosvetljavanje, kao i fenomen rasipanja svetlosti, takođe mogu značajno da utiču na efikasnost polimerizacije. Kada su u pitanju *soft-start* režimi konkretno, glavni problem ogleda se u nedostatku standardizacije, odnosno precizno definisanih parametara inicijalne faze. Upravo je varijabilnost intenziteta i vremena trajanja inicijalne faze jedan je od glavnih razloga kontradiktornih nalaza o uticaju *soft-start* tehnike na jačinu adhezivne veze za dentin. Standardizacija recipročne veze između ova dva parametra (intenzitet-vreme) mogla bi značajno doprineti kvalitetnijoj analizi efikasnosti različitih svetlosno-polimerizujućih režima.

Dall'Magro i saradnici (138) su ispitivali uticaj *soft-start* i *pulse-delayed* režima polimerizacije na jačinu adhezivne veze, modulacijom vremena inicijalne faze od 2 do 15s, pri početnom intenzitetu svetlosti od 150 mW/cm² i finalnom intenzitetu od 700 mW/cm². Najbolje rezultate su dali svetlosni režimi sa inicijalnom fazom niskog intenziteta u trajanju od 5s, pri čemu je *pulse-delayed* pokazao značajno jaču adhezivnu vezu u odnosu na *soft-start* režim.

Nojiri i saradnici (139) su ispitivali uticaj intenziteta svetlosti na jačinu adhezivne veze za dentin primenom 1-faznih self-etch adheziva. Ispitivan je intenzitet od 0 do 600 mW/cm². Rezultati njihovog istraživanja su pokazali da jačina adhezivne veze u velikoj meri zavisi od intenziteta svetlosti i da se najjača veza postiže primenom intenziteta od 400 mW/cm² i više.

Do sličnog zaključka došao je i Yamamoto (140) koji je u svojoj studiji takođe ispitivao uticaj intenziteta svetlosti na jačinu veze za dentin primenom self-etch adheziva. Ispitivani nivoi intenziteta su bili 150, 300, 600 i 900 mW/cm². Značajno jača adhezivna veza je dobijena pri višim nivoima intenziteta od 600 i 900 mW/cm² u poređenju sa nižim nivoima od 150 i 300 mW/cm².

U našem istraživanju kao svetlosni izvor korišćena je LED lampa Woodpecker C sa iradijansom od 1000 mW/cm² u *Full power* režimu, dok se u *Ramp* režimu iradijansa postepeno povećava od 500 do 1000 mW/cm² u prvih 5s, i dalje održava maksimalnu vrednost tokom programiranog vremena polimerizacije (15s). Kompozitne nadogradnje su polimerizovane sa minimalne udaljenosti i pod pravim uglom u odnosu na površinu restauracije, a cilindrična modla za oblikovanje nadogradnji sprečila je bilo kakvo rasipanje svetlosti van granica restauracije. U laboratorijskim okolnostima lako je obezbediti idealne uslove za svetlosnu polimerizaciju, međutim u kliničkim okolnostima to nije uvek izvodljivo. U skućenom prostoru usne duplje nije uvek moguće pravilno pozicionirati vrh svetlosnog izvora, a neke površine zuba su teško dostupne usled inklinacije ili izražene morfologije susednih zuba. U takvim uslovima efikasnost polimerizacije je delimično kompromitovana jer je snop svetlosti usmeren na površinu restauracije pod nekim uglom i sa neke distance. Ovo može biti jedno od objašnjenja za nedoslednost rezultata laboratorijskih i kliničkih studija koje se bave ispitivanjem svetlosne polimerizacije.

Suprotno nalazima našeg istraživanja, u naučnoj literaturi se mogu pronaći i neke studije u kojima modifikovane tehnike polimerizacije daju bolje rezultate od standardne. Li i saradnici (141) su ispitivali uticaj različitih svetlosno-polimerizujućih režima (*high-light* i *soft-start*) na jačinu adhezivne veze za dentin. Značajno bolji rezultati postignuti su primenom *soft-start* tehnike (400-1000 mW/cm² x 5s + 1000 mW/cm² x 5s) u poređenju sa *high-light* tehnikom (1000 mW/cm² x 10s). Takođe su utvrdili da adhezivna veza značajno degradira nakon skladištenja uzoraka u destilovanoj vodi, u periodu od 6 meseci.

Fahmy i saradnici (142) su ispitivali uticaj tri različite polimerizacione tehnike (*fast*, *ramp* i *pulse*) na jačinu adhezivne veze za dentin i marginalnu adaptaciju. Utvrdili su da *ramp*

tehnika daje značajno jaču vezu i manje marginalnih pukotina u poređenju sa ostale dve tehnike. Dominantan tip preloma kod primene *fast i pulse* tehnike je bio adhezivni, dok je u slučaju *ramp* tehnike ($0-1200 \text{ mW/cm}^2 \times 10\text{s} + 1200 \text{ mW/cm}^2 \times 10\text{s}$) to bio kohezivni tip, što takođe govori u prilog ostvarivanja bolje adhezivne veze sa dentinom.

U jednoj studiji (143) ispitivan je uticaj različitih svetlosno-polimerizujućih režima na jačinu adhezivne veze i mikrotvrdoću kompozita po Knupu. Od tri ispitivana režima (*conventional*, *soft-start* i *pulse-delay*) najbolje rezultate u pogledu jačine adhezivne veze dao je *soft-start* režim ($100 \text{ mW/cm}^2 \times 10\text{s} + 600 \text{ mW/cm}^2 \times 30\text{s}$). Međutim, ovaj režim je ujedno pokazao i najslabije rezultate u pogledu mikrotvrdoće kompozita po Knupu.

Iz priloženog se može zaključiti da parametri inicijalne faze modifikovanih svetlosnih režima mogu imati veliki raspon vrednosti intenziteta ($0-1000 \text{ mW/cm}^2$) i vremena trajanja ($0-10\text{s}$), pa je očekivano da se i rezultati laboratorijskih ispitivanja značajno razlikuju. Jasno je da niži intenzitet svetlosti na početku polimerizacionog procesa može doprineti jačanju adhezivne veze za dentin, stvaranjem optimalnih uslova za produžetak viskozno-elastične faze materijala i redukciju polimerizacione kontrakcije. Sa druge strane, ukoliko su vrednosti intenziteta previše niske i predugo traju, dolazi do poremećaja unakrsnog povezivanja polimernih lanaca i redukcije stepena konverzije, čime su kompromitovana mehanička svojstva finalne restauracije. Buduća istraživanja *soft-start* režima treba usmeriti na pronalaženje optimalnog odnosa između parametara koji definišu inicijalnu i finalnu fazu polimerizacije, kako bi se maksimalno iskoristile njegove prednosti uz eliminisanje pratećih neželjenih efekata. Brzina i kvalitet polimerizacije su nažalost suprotna svojstva, pa treba pronaći i odgovarajući balans između potrebe kliničara za skraćenom polimerizacijom, želje proizvođača za proizvodnjom svetlosnih izvora visokog intenziteta i kvaliteta polimerizacije koju takvi uređaji pružaju.

Rezultati fraktografske analize u ovom istraživanju pokazali su da svetlosno-polimerizujući režim nije imao statistički značajan uticaj na distribuciju preloma. Mešoviti tip je dominantan vid preloma u svim grupama, nezavisno od primenjene tehnike svetlosne polimerizacije. Međutim, i pored izostanka statističke značajnosti, veći broj preloma adhezivnog tipa je konstatovan u *Ramp* režimu, što takođe govori u prilog tome da ova tehnika nije doprinela jačanju adhezivne veze. Broj kohezivnih preloma je bio jednak u oba režima. SEM analizom spoja između kompozita i dentina nisu uočene specifične razlike u izgledu adhezivnog pripoja, u zavisnosti od primenjenog svetlosno-polimerizujućeg režima. Ovakvi

nalazi saglasni su sa rezultatima istraživanja Dačića (144), koji takođe zaključuje da tehnika osvetljavanja nema značajan uticaj na izgled marginalnog pripoja.

6.4. Diskusija o uticaju vrste kompozita na jačinu adhezivne veze

Kompoziti su postali ubedljivo najzastupljeniji materijali za restauraciju destruiranih zubnih tkiva. I pored brojnih napredaka u tehnološkom procesu proizvodnje kompozita, kao i u pogledu njihovog hemijskog sastava, uspostavljanje optimalne adhezivne veze u kliničkim uslovima i dalje predstavlja izazov za mnoge stomatologe. Na tržištu su dostupne različite vrste kompozita koje se razlikuju po svojim osobinama, a pravilan izbor restaurativnog materijala u skladu sa kliničkim indikacijama, može značajno doprineti povoljnom ishodu finalne restauracije. Bulkfill kompoziti su stekli veliku popularnost zbog pojednostavljene tehnike aplikovanja u jednom inkrementu debljine 4-5 mm, čime je značajno skraćeno vreme rada u ustima. Međutim, sa povećanjem debljine inkrementa smanjuje se količina svetlosti koja dopire do dna kaviteta. Dilema oko toga kakav je zapravo kvalitet polimerizacije najdubljih slojeva i kako sastav kompozita utiče na formiranje adhezivne veze za dentin, i dalje predstavlja aktuelnu temu mnogih istraživanja.

Rezultati našeg istraživanja su pokazali da je jačina adhezivne veze u velikoj meri determinisana vrstom kompozita. U zavisnosti od primenjene vrste kompozitnog materijala utvrđena je statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze, pri čemu su uzorci od bulkfill kompozita pokazali značajno jaču adhezivnu vezu u poređenju sa uzorcima koji su izrađeni od konvencionalog kompozita. Srednje vrednosti jačine veze iznose $26,38 \pm 7,63$ MPa u bulkfill grupama i $21,84 \pm 4,92$ MPa u konvencionalnim grupama uzoraka. Dobijene visoke vrednosti ukazuju na to da je u obe grupe postignuta optimalna polimerizacija i konverzija najdubljih slojeva materijala. Razlika u jačini adhezivne veze između testiranih grupa može se pripisati unapređenom sastavu bulkfill kompozita koji doprinosi boljoj adaptaciji i polimerizaciji samog materijala. S obzirom na to da je neorganski sastav materijala korišćenih u našem istraživanju skoro identičan, sa neznatno većim težinskim ($78,5\% > 76,5\%$) i zapreminskim ($63,3\% > 58,5\%$) udelom kod konvencionalnog kompozita, značajno bolje performanse bulkfill kompozita u ovom slučaju mogu se pripisati isključivo modifikacijama organskog matriksa. Dodatak novih smola (AFM, AUDMA, UDMA, DDMA) omogućava bolju reorganizaciju polimerne mreže, kao kompenzatorni odgovor na generisani stres u toku polimerizacionog procesa (145). Osim toga, bulkfill kompoziti sadrže i različite modifikatore viskoznosti i stres-

oslobađajuće faktore, koji omogućavaju bolju adaptabilnost materijala i smanjuju mogućnost nastanka marginalnih pukotina na spoju sa zidovima kaviteta (146).

Odnos količine i dimenzije neorganskih partikula kod bulkfill kompozita uglavnom se razlikuje u odnosu na konvencionalne kompozite. Bulkfill kompoziti generalno sadrže manji broj čestica neorganskih punilaca ali su one većih dimenzija, što generalno doprinosi većoj translucenciji i manjem opacitetu samog materijala. Smola i punioci kod bulkfill kompozita imaju približno isti indeks prelamanja svetlosti, što omogućava bolju transmisiju svetlosti do najudaljenijih delova kaviteta. Podudaranje refrakcionih indeksa organskog i neorganskog dela izuzetno je značajno za optimalnu konverziju delova kompozita pri dnu kaviteta (147) i smanjenje rizika od pojave rezidualnog monomera i pratećih neželjenih efekata na zubnu pulpu (148). Deo staklenih filera zamenjen je cirkonijumom, čime su dodatno unapređena mehanička i optička svojstva materijala (149). Još jedan značajan faktor koji doprinosi većoj dubini polimerizacije bulkfill kompozita je dodatak novih, potentnijih fotoinicijatora, pored standardnog kamforhinona koji sadrži većina konvencionalnih kompozita. Ivocerin je fotoinicijator na bazi germanijuma, koji ima veću fotoaktivacionu sposobnost od kamforhinona zbog većeg apsorpcionog kapaciteta pri talasnim dužinama od 400 do 450 nm. Takođe, za razliku od kamforhinona, Ivocerin ne zahteva prisustvo amina kao ko-inicijatora i proizvodi više slobodnih radikala koji iniciraju reakciju polimerizacije (150). Zahvaljujući ovakvim odlikama, bulkfill kompoziti ispunjavaju sve preuslove za optimalnu polimerizaciju i formiranje kvalitetne adhezivne veze sa dentinom, pri dubini od 4 do 5 mm.

Konvencionalni kompoziti sadrže veći broj čestica neorganskih punilaca koje su manjih dimenzija, što generalno doprinosi manjoj translucenciji i većem opacitetu samog materijala. Prilikom prosvetljavanja kompozita jedan deo svetlosti se reflektuje sa površine, a drugi deo se prelama i prolazi kroz slojeve kompozita pri čemu dolazi do fenomena atenuacije ili rasipanja svetlosti. Usled ovog fenomena značajno manja količina svetlosti dolazi do dubljih slojeva materijala u odnosu na inicijalnu emisiju. Takođe, velika razlika u refrakcionom indeksu organskog i neorganskog dela kompozita dodatno doprinosi rasipanju svetlosti (151). Ovakve osobine konvencionalnih kompozita uslovljavaju smanjenu dubinu polimerizacije i postavljanje ovih materijala u inkrementima ne većim od 2 mm, kako bi se osigurao optimalan stepen konverzije i zadovoljavajuća fizičko-mehanička svojstva materijala.

Prethodna istraživanja su pokazala da je porast C faktora povezan sa progresivnim smanjenjem dubine polimerizacije i jačine adhezivne veze (152). Iako se inkrementalna tehnika

pokazala kao dobar način za redukciju polimerizacione kontrakcije i očuvanje marginalnog integriteta kod dubokih kaviteta, sve je više studija koje ističu i brojne nedostatke ove tehnike. Veći broj inkremenata produžava radno vreme u ustima, otežava održavanje suvog radnog polja i značajno povećava mogućnost kontaminacije i inkorporisanja poroziteta između slojeva (153). Neke studije su pokazale čak da inkrementalna tehnika može proizvesti veći stres na preostale zubne strukture i adhezivni međuspoj (154), u poređenju sa aplikovanjem jednog bulk inkrementa (155).

Vrednosti jačine adhezivne veze i zaključci našeg istraživanja uporedivi su sa nalazima prethodnih studija koje su se takođe bavile ovom tematikom. Mandava i saradnici (156) su poredili mikrozateznu jačinu veze između dentina i bulkfill, odnosno konvencionalnog nanohibridnog kompozita (3M Filtek z250). Ustanovili su da 3M Filtek Bulkfill ispoljava najjaču adhezivnu vezu (35,5 MPa), a SEM analiza je pokazala da je najzastupljeniji tip preloma bio mešoviti, što je potpuno u saglasnosti sa našim nalazima. Takođe, utvrđena je korelacija između slabe adhezivne veze i češće pojave preloma adhezivnog tipa.

U istraživanju Ilie i saradnika (157) analiziran je uticaj vrste kompozita i adheziva na jačinu adhezivne veze za dentin stalnih i mlečnih zuba. Utvrđeno je da oba faktora imaju statistički značajan uticaj na jačinu adhezivne veze, i da bulkfill kompozit pokazuje podjednako dobre ili bolje rezultate u odnosu na konvencionalni nanohibridni kompozit. Još jedan važan zaključak ove studije je da tečni bulkfill kompoziti imaju prednost u restauraciji dubokih i uskih kaviteta, u odnosu na čvrste bulkfill kompozite koji se preporučuju za brzu restauraciju klasičnih dubokih kaviteta sa visokim C faktorom.

Ovakve rezultate laboratorijskih istraživanja potvrđuju i nalazi kliničkih studija u kojima su ispitivane performanse različitih vrsta kompozita i aplikacionih tehnika. Hardman i saradnici (158) su u svojoj studiji upoređivali 1-godišnje kliničke performanse konvencionalnog (3M Filtek z250) i bulkfill kompozita (3M Filtek Bulkfill Posterior), u kavitetima I klase na molarima. Nakon 3, 6 i 12 meseci, klinički i radiološki, ispitivani su sledeći kriterijumi: marginalna adaptacija i propustljivost, prisustvo sekundarnog karijesa i postoperativna osetljivost. Po završetku opservacionog perioda od 12 meseci, bulkfill kompozit je pokazao značajno bolji marginalni integritet u odnosu na konvencionalni, dok su po drugim kriterijumima pokazali podjednako dobre performanse.

Do sličnog zaključka došli su i Oter i saradnici (159) ispitujući kliničke performanse bulkfill kompozita na mlečnim molarima. Procenom odgovarajućih kliničkih parametara nakon

6 i 12 meseci od restauracije kaviteta I klase, utvrdili su da ne postoji statistički značajna razlika između bulkfill i konvencionalnog kompozita, tj. da se bulkfill kompoziti mogu podjednako uspešno koristiti za restauraciju kaviteta u pedijatrijskoj populaciji.

U 3-godišnjoj kliničkoj studiji Yazici i saradnici (160) su poredili uspešnost nanohibridnog i bulkfill kompozita u restauraciji kaviteta II klase. Analizom rezultata nakon kontrolnih pregleda (posle 6, 12, 18, 24 i 36 meseci) utvrdili su retencionu stopu od 100% i potpuni izostanak sekundarnog karijesa i postoperativne osetljivosti kod svih ispuna. Statistički značajna razlika između navedenih kompozita utvrđena je samo po osnovu marginalne diskoloracije i adaptacije, pri čemu su bulkfill pokazali značajno bolje rezultate, što je objašnjeno formiranjem kvalitetnije adhezivne veze sa zidovima kaviteta.

Suprotno nalazima našeg istraživanja, u naučnoj literaturi se mogu pronaći i neke studije u kojima su konvencionalni kompoziti i inkrementalna tehnika pokazali bolje rezultate. Tavarez i saradnici (161) su ispitivali uticaj različitih površinskih tretmana na jačinu adhezivne veze za različite vrste kompozita i utvrdili da bulkfill kompozit ispoljava slabiju vezu u odnosu na mikro i nanohibridni kompozit, nezavisno od primenjenog površinskog tretmana. Razlike u rezultatima se mogu objasniti time da stomatolozi danas imaju na raspolaganju veliki izbor restaurativnih materijala, različitih proizvođača i karakteristika. Imajući u vidu kompleksnu metodologiju određivanja jačine adhezivne veze, veliki broj faktora koji se tiču restaurativnog materijala (tehnika aplikovanja, sastav, viskoznost, boja i td.) može značajno uticati na rezultate merenja.

Roos et al. (162) i Rodriguez et al. (163) su u svom istraživanju dokazali da boja i viskoznost bulkfill kompozita značajno utiču na kvalitet polimerizacije. Tečni kompoziti i svetlije nijanse pokazuju veću dubinu polimerizacije, tj. ostvaruju kvalitetniju polimerizaciju pri dubini od 4 mm, u odnosu na čvrste kompozite i tamnije nijanse. Još jedan važan zaključak ovih studija je da vreme ekspozicije od 20s koje je preporučeno od strane proizvođača nije dovoljno za optimalnu polimerizaciju materijala, tj. da se bolja polimerizacija postiže ekspozicijom od 40s.

Istraživanja su takođe pokazala da kod dubokih i uskih kaviteta sa visokim C faktorom (II klasa i MOD) tečni bulkfill kompoziti generišu manji stres i ostvaruju jaču adhezivnu vezu u poređenju sa čvrstim konvencionalnim kompozitima, zbog bolje adaptabilnosti materijala u nepristupačnim uglovima kaviteta (164). Zahvaljujući ovakvim osobinama tečnih kompozita, savetuje se njihovo aplikovanje kao prvog, stres-apsorbujućeg sloja ispod čvrstih kompozita.

Rezultati fraktografske analize u našoj *in vitro* studiji su pokazali da vrsta kompozita nije imala statistički značajan uticaj na distribuciju preloma. Mešoviti tip je dominantan vid preloma u svim grupama, nezavisno od primenjene vrste kompozita. I pored izostanka statističke značajnosti, veći broj preloma adhezivnog tipa je konstatovan kada je korišćen konvencionalni kompozit, što takođe govori u prilog tome da inkrementalna tehnika nije doprinela jačanju adhezivne veze. Broj kohezivnih preloma u konvencionalnim i bulkfill grupama uzoraka je bio jednak.

SEM analizom spoja između kompozita i dentina uočene su diskretne razlike u izgledu adhezivnog pripoja u zavisnosti od primenjene vrste kompozita. Kod uzoraka restauriranih bulkfill kompozitom, adhezivni i hibridni sloj su uglavnom ujednačeni i bez prekida kontinuiteta, sa retkom pojavom sitnih mikropukotina, uglavnom između dentina i hibridnog sloja. Kod uzoraka restauriranih konvencionalnim kompozitom, adhezivni i hibridni sloj su diskontinuirani i neujednačeni, sa češćom pojavom većih mikropukotina između kompozita i adhezivnog sloja, kao i između dentina i hibridnog sloja. Ovakav nalaz adhezivnog pripoja može se delimično objasniti većim stepenom kontrakcije konvencionalnog u odnosu na bulkfill kompozit. Češća pojava mikropukotina i diskontinuitet adhezivnog sloja mogu se pripisati koncentrisanju tenzionih sila u nivou adhezivnog pripoja usled veće kontrakcije konvencionalnog kompozita prilikom prosvetljavanja.

7. ZAKLJUČCI

Analizom dobijenih rezultata merenja jačine adhezivne veze između dentina i različitih vrsta kompozita, postavljenih i polimerizovanih različitim tehnikama, mogu se izvesti sledeći zaključci:

- Najveći uticaj na jačinu adhezivne veze ima vrsta kompozita, zatim tehnika nagrizanja, dok svetlosno-polimerizujući režim ne ispoljava statistički značajan uticaj
- Značajno jača adhezivna veza postignuta je primenom totalno-nagrizajuće tehnike u poređenju sa samo-nagrizajućom tehnikom
- Značajno jača adhezivna veza postignuta je primenom bulkfill kompozita u poređenju sa konvencionalnim kompozitom
- Nije utvrđena statistički značajna razlika u jačini adhezivne veze između standardnog (*Full power*) i modifikovanog (*Ramp*) svetlosno-polimerizujućeg režima
- Trostruka interakcija između tehnike nagrizanja, svetlosno-polimerizujućeg režima i vrste kompozita je statistički značajna
- Univerzalni adhezivi su podjednako efikasni kao i prethodne generacije *total-etch* i *self-etch* adheziva

Na osnovu rezultata fraktografske analize površine preloma i adhezivnog pripoja, mogu se izvesti sledeći zaključci:

- Pojava određenog tipa preloma ne zavisi od tehnike nagrizanja, svetlosno-polimerizujućeg režima i vrste kompozita
- Dominantan tip preloma u svim grupama uzoraka je mešoviti
- Tehnika nagrizanja značajno utiče na mikroskopski izgled površinske ultrastrukture dentina, adhezivnog i hibridnog sloja
- Primenom totalno-nagrizajuće tehnike postiže se potpuno uklanjanje razmaznog sloja sa površine dentina i omogućava formiranje ujednačenog hibridnog sloja sa brojnim smolastim produžecima
- Primenom bulkfill kompozita postiže se bolji adhezivni pripoj sa manje mikropukotina
- Rezultati fraktografske analize u skladu su sa rezultatima merenja jačine adhezivne veze

Izvedeni zaključci ovog istraživanja, na osnovu dobijenih rezultata, predstavljaju značajan naučni doprinos istraživanju dentalnih adhezivnih materijala, kao i samoj kliničkoj praksi. Dobijeni rezultati nedvosmisleno ukazuju na to da najveći značaj za ostvarivanje snažne adhezivne veze i dugotrajnost ispuna ima izbor restaurativnog materijala, u skladu sa kliničkim indikacijama. Za restauraciju dubokih kaviteta u bočnom segmentu, bulkfill kompoziti predstavljaju materijal izbora, ne samo zbog pojednostavljene kliničke procedure, već i zbog superiornih karakteristika i tehnologije izrade. Za restauraciju kaviteta u frontu, prednost i dalje imaju konvencionalni kompoziti, prvenstveno iz estetskih razloga, jer omogućavaju bolje prekrivanje diskoloracija zahvaljujući većem opacitetu, kao i slaganje različitih boja inkrementalnom tehnikom.

Primena najnovije generacije univerzalnih adheziva značajno pojednostavljuje kliničku proceduru i olakšava izbor kliničarima jer se mogu aplikovati različitim tehnikama i ostvariti adheziju sa različitim materijalima. Međutim, rezultati ovog istraživanja jasno ukazuju na neophodnost kondicioniranja dentina ortofosfornom kiselinom, jer se na taj način postižu najoptimalniji uslovi za formiranje snažne adhezivne veze. Bez obzira na veću senzitivnost, *total-etch* tehnika ima prednost u odnosu na druge i treba je primenjivati kad god to klinički uslovi dozvoljavaju.

Savremeni svetlosni izvori sa visokom iradijansom omogućili su značajno kraću polimerizaciju, međutim dobijeni rezultati ukazuju na neophodnost daljeg usavršavanja i standardizacije modifikovanih svetlosno-polimerizujućih režima u cilju postizanja optimalne polimerizacije materijala bez generisanja dodatnog stresa i toplote.

8. LITERATURA

1. Goldberg M. Dentin structure composition and mineralization. *Front Biosci (Elite Ed)*. 2011 Jan;E3(2):281.
2. Schilke R, Lisson JA, Bauß O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol*. 2000 May;45(5):355–61.
3. Science Photo Library. [accessed 24 Aug 2022] Available from: <https://www.sciencephoto.com/media/309608/view/tooth-dentine-sem>.
4. Takagi Y, Sasaki S. Histological distribution of phosphophoryn in normal and pathological human dentins. *J Oral Pathol Med*. 1986 Oct;15(9):463–7.
5. Wang R., Weiner S. Strain–structure relations in human teeth using Moiré fringes. *J Biomech*. 1997 May;31(2):135–41.
6. Goldberg M, Molon Noblot M, Septier D. Effect of 2 methods of demineralization on the on the preservation of glycoproteins and proteoglycans in the intertubular and peritubular dentin in the horse. *J Biol Buccale*. 1980 Dec;8(4):315–30.
7. Goldberg M, Septier D. A comparative study of the transition between predentin and dentin, using various preparative procedures in the rat. *Eur J Oral Sci*. 1996 Jun;104(3):269–77.
8. Weiner S, Veis A, Beniash E, Arad T, Dillon JW, Sabsay B, et al. Peritubular Dentin Formation: Crystal Organization and the Macromolecular Constituents in Human Teeth. *J Struct Biol*. 1999 Jun;126(1):27–41.
9. Tziafas D, Belibasakis G, Veis A, Papadimitriou S. Dentin Regeneration in Vital Pulp Therapy: Design Principales. *Adv Dent Res*. 2001 Aug;15(1):96–100.
10. Marshall GW. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int*. 1993 Sep;24(9):606–17.
11. Berry EA, von der Lehr WN, Herrin HK. Dentin surface treatments for the removal of the smear layer: an SEM study. *J Am Dent Assoc*. 1987 Jul;115(1):65–7.
12. Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl*. 1984;3:2–12.
13. Pashley DH, Kepler EE, Williams EC, O'Meara JA. The effect on dentine

- permeability of time following cavity preparation in dogs. *Arch Oral Biol.* 1984;29(1):65–8.
14. Bonding to Dentin: Smear Layer and the Process of Hybridization. [accessed 24 Aug 2022] Available from: <https://pocketdentistry.com/bonding-to-dentin-smear-layer-and-the-process-of-hybridization/>
 15. Wiecekowski G, Yu XY, Davis EL, Joynt RB. Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. *Oper Dent.* 1992;Suppl 5:62–7.
 16. Srisawaski S, Boyer DB, Reinhardt JW. The effect of removal of the smear layer on microleakage of Class V restorations in vitro. *Dent Mater.* 1988 Dec;4(6):384–9.
 17. Yu XY, Joynt RB, Wiecekowski G, Davis EL. Scanning electron microscopic and energy dispersive x-ray evaluation of two smear layer-mediated dentinal bonding agents. *Quintessence Int.* 1991 Apr;22(4):305–10.
 18. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *Int Endod J.* 1999 Jan;32(1):32–9.
 19. Petrovic V, Zivkovic S. Smear layer removal with citric acid solution. *Stomatol Glas Srb.* 2005;52(4):193–9.
 20. Ayad MF. Effects of rotary instrumentation and different etchants on removal of smear layer on human dentin. *J Prosthet Dent.* 2001 Jan;85(1):67–72.
 21. Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):758–67.
 22. Macko DJ, Rutberg M, Langeland K. Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1978 Jun;45(6):930–46.
 23. Bengtsson UG, Hylander LD. Increased mercury emissions from modern dental amalgams. *BioMetals.* 2017 Apr;30(2):277–83.
 24. Štefanac I. Kompozitni materijali u stomatologiji. *Polimeri.* 2011;32(3–4):136–8.
 25. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):29–38.
 26. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent*

- Assoc. 1963 Jan;66(1):57–64.
27. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997 Apr;105(2):97–116.
 28. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC. Dynamic thermomechanical properties and sorption characteristics of two commercial light cured dental resin composites. *Dent Mater.* 2008 Jun;24(6):737–43.
 29. Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. *J Calif Dent Assoc.* 2009 Jun;37(6):389–98.
 30. Tiu J, Belli R, Lohbauer U. Characterization of Heat-Polymerized Monomer Formulations for Dental Infiltrated Ceramic Networks. *Appl Sci.* 2021 Aug;11(16):7370.
 31. Stansbury JW. Synthesis and Evaluation of Novel Multifunctional Oligomers for Dentistry. *J Dent Res.* 1992 Mar 20;71(3):434–7.
 32. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG, et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater.* 2007 Aug;23(8):1011–7.
 33. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):68–74.
 34. Mitthra S, Rajkumar K, Mahalaxmi S. Evaluation of polymerization shrinkage, polymerization shrinkage stress, wear resistance, and compressive strength of a silorane-based composite: A finite element analysis study. *Indian J Dent Res.* 2017 Jul-Aug;28(4):375–9.
 35. Tauböck TT, Jäger F, Attin T. Polymerization shrinkage and shrinkage force kinetics of high- and low-viscosity dimethacrylate- and ormocer-based bulk-fill resin composites. *Odontology.* 2019 Jan;107(1):103–10.
 36. Kim K-H, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 2002 Jun;87(6):642–9.
 37. Shibasaki S, Takamizawa T, Nojiri K, Imai A, Tsujimoto A, Endo H, et al.

- Polymerization Behavior and Mechanical Properties of High-Viscosity Bulk Fill and Low Shrinkage Resin Composites. *Oper Dent.* 2017 Nov;42(6):E177–87.
38. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in Shrinkage Control of Adhesive Restoratives. *J Esthet Restor Dent.* 2000 Nov;12(6):291–9.
 39. Lu H, Lee YK, Oguri M, Powers JM. Properties of a Dental Resin Composite with a Spherical Inorganic Filler. *Oper Dent.* 2006 Nov;31(6):734–40.
 40. Karmaker A, Prasad A, Sarkar NK. Characterization of adsorbed silane on fillers used in dental composite restoratives and its effect on composite properties. *J Mater Sci Mater Med.* 2007 Jun;18(6):1157–62.
 41. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994 Jun;125(6):687–701.
 42. Chen M-H. Update on Dental Nanocomposites. *J Dent Res.* 2010 Jun;89(6):549–60.
 43. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56:59–66.
 44. Baroudi K. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res.* 2015 Jun;9(6):ZE18-24.
 45. Five Things to Consider When Choosing a Quality Composite. [accessed 12 Sep 2022] Available from: <https://eu.ultradent.blog/2019/03/04/five-things-to-consider-when-choosing-a-quality-composite>.
 46. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent.* 2017;19(2):95–109.
 47. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman Spectroscopic Assessment of Degree of Conversion of Bulk-Fill Resin Composites – Changes at 24 Hours Post Cure. *Oper Dent.* 2015 May;40(3):E92–101.
 48. Kowalska A, Sokolowski J, Gozdek T, Krasowski M, Kopacz K, Bociong K. The Influence of Various Photoinitiators on the Properties of Commercial Dental Composites. *Polymers (Basel).* 2021 Nov;13(22):3972.
 49. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017 Aug;31(suppl 1):e61.

50. Stansbury JW. Curing Dental Resins and Composites by Photopolymerization. *J Esthet Restor Dent*. 2000 Nov;12(6):300–8.
51. Braga R, Ballester R, Ferracane J. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):962–70.
52. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*. 2006 Apr;22(4):359–65.
53. Turssi C, Ferracane J, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials*. 2005 Aug;26(24):4932–7.
54. Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, et al. Comparison of Composite Curing Parameters: Effects of Light Source and Curing Mode on Conversion, Temperature Rise and Polymerization Shrinkage. *Oper Dent*. 2006 Feb;31(2):219–26.
55. Price RBT. Light Curing in Dentistry. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):751–78.
56. Gerzina TM, Hume WR. Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. *J Dent*. 1996 Jan;24(1–2):125–8.
57. Quinlan CA, Zisterer DM, Tipton KF, O’Sullivan MI. In vitro cytotoxicity of a composite resin and compomer. *Int Endod J*. 2002 Jan;35(1):47–55.
58. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composite. *Oper Dent*. 2003 May-Jun;28(3):307–14.
59. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J*. 2017 Mar;222(5):337–44.
60. Tomic G. Importance of maintenance of light units for polymerization of composites in restorative dentistry. *Stomatol Glas Srb*. 2004;51(3):142–5.
61. Essential Factors to Achieving a High Quality Cure. [accessed 17 Sep 2022] Available from: <https://en.ultradent.blog/2020/07/07/essential-factors-in-light-curing>.

62. Sartori N, Knezevic A, Dalmagro Peruchi L, Phark J-H, Duarte Jr S. Effects of Light Attenuation through Dental Tissues on Cure Depth of Composite Resins. *Acta Stomatol Croat.* 2019 Jun;53(2):95–105.
63. The simplicity of one-step placement with the confidence of a deep cure. [accessed 17 Sep 2022] Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1317318O/3m-filtek-one-bulk-fill-restorative-depth-of-cure-education-sheet-anglais.pdf>
64. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent Mater.* 1986 Apr;2(2):80–4.
65. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1150–7.
66. Ferracane JL. Placing Dental Composites—A Stressful Experience. *Oper Dent.* 2008 May;33(3):247–57.
67. Tsujimoto A, Irie M, Teixeira ECN, Jurado CA, Maruo Y, Nishigawa G, et al. Relationships between Flexural and Bonding Properties, Marginal Adaptation, and Polymerization Shrinkage in Flowable Composite Restorations for Dental Application. *Polymers (Basel).* 2021 Aug;13(16):2613.
68. Meredith N, Setchell DJ. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent.* 1997 May;25(3–4):331–7.
69. Blazic L, Zivkovic S, Stojsin I. Application of different light sources for polymerization of restorative resins. *Stomatol Glas Srb.* 2002;49(3–4):95–100.
70. Popovic G, Djokic R. Photopolymerization of dental materials: Types and characteristics of the light sources. *Stomatol Glas Srb.* 2009;56(4):207–12.
71. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig.* 2000 Sep;4(3):140–7.
72. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent.* 1998 Mar;26(3):239–43.
73. Dental Curing Lights. [accessed 20 Sep 2022] Available from:

- <https://pocketdentistry.com/8-dental-curing-lights/>
74. Fano L, Ma W, Marcoli P, Pizzi S, Fano V. Polymerization of dental composite resins using plasma light. *Biomaterials*. 2002 Feb;23(4):1011–5.
 75. Millar BJ, Nicholson JW. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J Oral Rehabil*. 2001 Jun;28(6):549–52.
 76. Dental curing light Q-LUX PLASMA 100. [accessed 20 Sep 2022] Available from: <https://www.medicaexpo.com/prod/rolence/product-73868-480776.html>
 77. Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent*. 1998 Mar-Apr;23(2):87–93.
 78. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc*. 1999 Sep;65(8):447–50.
 79. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000 Jul;21(13):1379–85.
 80. Bluephase Style Handpiece. [accessed 21 Sep 2022] Available from: https://www.ivoclar.com/en_us/shop/p/curinglightsamalgamators/bluephasestylehandpiecesparepart/p/b601490.
 81. Ontiveros J, Paravina R. Light-emitting diode polymerization: A review of performance, Part I. *Acta Stomatol Naissi*. 2006;22(53):601–10.
 82. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*. 2002 Oct;193(8):459–63.
 83. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Sobrinho LC-, de Goes MF, Henriques GEP. Monomer conversion at different dental composite depths using six light-curing methods. *Polym Test*. 2006 May;25(3):282–8.
 84. Dacic S, Djelic N, Radakovic M, Lakic N, Veselinovic A, Ristanic M, et al. Effects of photopolymerisation on genotoxicity of composite adhesives in the comet assay. *Genetika*. 2016;48(2):617–27.
 85. Ilie N, Jelen E, Hickel R. Is the soft-start polymerisation concept still relevant for

- modern curing units? *Clin Oral Investig*. 2011 Feb;15(1):21–9.
86. Ernst CP, Brand N, Frommator U, Rippin G, Willershausen B. Reduction of Polymerization Shrinkage Stress and Marginal Microleakage Using Soft-Start Polymerization. *J Esthet Restor Dent*. 2003 Mar;15(2):93–103.
87. van Dijken JWV, Pallesen U. A 7-year randomized prospective study of a one-step self-etching adhesive in non-carious cervical lesions. The effect of curing modes and restorative material. *J Dent*. 2012 Dec;40(12):1060–7.
88. Umer F, Khan F. Postoperative sensitivity in Class V composite restorations: Comparing soft start vs. constant curing modes of LED. *J Conserv Dent*. 2011;14(1):76.
89. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994 Jan-Feb;19(1):26–32.
90. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e11–6.
91. Drobac M, Stojanac I, Ramic B, Premovic M, Petrovic L. Micromorphological characterization of adhesive interface of sound dentin and total-etch and self-etch adhesives. *Med Pregl*. 2015;68(1–2):10–6.
92. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003 May-Jun;28(3):215–35.
93. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res*. 1955 Dec;34(6):849–53.
94. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid Layer as a Dentin-Bonding Mechanism. *J Esthet Restor Dent*. 1991 Jul;3(4):133–8.
95. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dentária e Cir Maxilofac*. 2014 Oct;55(4):194–206.
96. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yücel T, et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent*. 1996 Aug;9(4):167–73.

97. Perdigão J. New Developments in Dental Adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007 Apr;51(2):333–57.
98. Peumans M, Kanumilli P, Demunck J, Vanlanduyt K, Lambrechts P, van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater.* 2005 Sep;21(9):864–81.
99. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):17-28.
100. Van Meerbeek B. Mechanisms of resin adhesion: Dentin and enamel bonding. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;2:18–25.
101. Perdigao J, Geraldeli S. Bonding Characteristics of Self-etching Adhesives to Intact versus Prepared Enamel. *J Esthet Restor Dent.* 2003 Jan;15(1):32–42.
102. Isolan CP, Valente LL, Münchow EA, Basso GR, Pimentel AH, Schwantz JK, et al. Bond strength of a universal bonding agent and other contemporary dental adhesives applied on enamel, dentin, composite, and porcelain. *Appl Adhes Sci.* 2014 Dec;2(1):25.
103. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* 2014 Jul;42(7):800–7.
104. Goracci C, Rengo C, Eusepi L, Juloski J, Vichi A, Ferrari M. Influence of selective enamel etching on the bonding effectiveness of a new ‘all-in-one’ adhesive. *Am J Dent.* 2013 Apr;26(2):99–104.
105. What You Need to Know About Dental Adhesives. [accessed 21 Sep 2022] Available from: <https://dentalblog.3m.com/dental/what-you-need-to-know-dental-adhesives/>
106. Syed J. Scanning Electron Microscopy in Oral Research. *J Pakistan Dent Assoc.* 2018 Feb;26(4):189–95.
107. Paradella TC, Bottino MA. Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dent Sci.* 2012 Oct;15(2):43–8.
108. Roeder L, Pereira PNR, Yamamoto T, Ilie N, Armstrong S, Ferracane J. Spotlight on bond strength testing—Unraveling the complexities. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1197–203.

109. Awad MM, Almutairi N, Alhalabi F, Robaian A, Vohra FA, Ozcan M, et al. Influence of Surface Conditioning on the Repair Strength of Bioactive Restorative Material. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2020 Jan;18:228080002092661.
110. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent*. 2014 Jul;17(4):305–11.
111. Muench A, da Silva EM, Ballester RY. Influence of different dentinal substrates on the tensile bond strength of three adhesive systems. *J Adhes Dent*. 2000;2(3):209–12.
112. Murray PE, Stanley HR, Matthews JB, Sloan AJ, Smith AJ. Age-related odontometric changes of human teeth. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2002 Apr;93(4):474–82.
113. Ozturk B, Malkoc S, Koyuturk AE, Catalbas B, Ozer F. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *Eur J Orthod*. 2008 Aug;30(4):407–12.
114. Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. Dentin shear strength: Effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater*. 1996 Mar;12(2):109–15.
115. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater*. 2001 Mar;17(2):122–6.
116. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Pimenta LAF, Leonard R, Ritter A V. Using Extracted Teeth for Research. *J Am Dent Assoc*. 2007 Dec;138(12):1599–603.
117. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent*. 1998 Jun;11(3):118–22.
118. dos Santos PH, Sinhoreti MAC, Consani S, Sobrinho LC, Adabo GL, Vaz LG. Effect of cyclic compressive loading on the bond strength of an adhesive system to dentin after collagen removal. *J Adhes Dent*. 2005;7(2):127–31.
119. Tamura Y, Tsubota K, Otsuka E, Endo H, Takubo C, Miyazaki M, et al. Dentin bonding: Influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength. *Dent Mater J*. 2011;30(2):206–11.
120. Adebayo O, Burrow M, Tyas M. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J*. 2008 Jun;53(2):145–50.

121. Suzuki T, Takamizawa T, Barkmeier W, Tsujimoto A, Endo H, Erickson R, et al. Influence of Etching Mode on Enamel Bond Durability of Universal Adhesive Systems. *Oper Dent*. 2016 Sep;41(5):520–30.
122. Pouyanfar H, Seyed Tabaii E, Aghazadeh S, Tabatabaei Navaei Nobari SP, Imani MM. Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018 Nov;6(11):2186–92.
123. Kharouf N, Rapp G, Mancino D, Hemmerlé J, Haikel Y, Reitzer F. Effect of etching the coronal dentin with the rubbing technique on the microtensile bond strength of a universal adhesive system. *Dent Med Probl*. 2019 Dec;56(4):343–8.
124. Cuevas-Suárez CE, da Rosa WL de O, Lund RG, da Silva AF, Piva E. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent*. 2019;21(1):7–26.
125. Lawson NC, Robles A, Fu C-C, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *J Dent*. 2015 Oct;43(10):1229–34.
126. Oz FD, Ergin E, Canatan S. Twenty-four-month clinical performance of different universal adhesives in etch-and-rinse, selective etching and self-etch application modes in NCCL – a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci*. 2019;27.
127. Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado CA, Shimatani Y, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *J Oral Sci*. 2019;61(4):549–53.
128. Chen C, Niu L-N, Xie H, Zhang Z-Y, Zhou L-Q, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine – Old wine in new bottles? *J Dent*. 2015 May;43(5):525–36.
129. 3M™ Single Bond Universal Adhesive Technical Product Profile. [accessed 23 Sep 2022] Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/12796370/3m-single-bond-universal-adhesive-technical-product-profile.pdf>
130. Dačić S, Mitić A, Popović J, Simonović Dačić D, Igić M. Ultrastructure of adhesive bond of composite to dentin. *Acta Fac Medicae Naissensis*. 2014 Mar;31(1):67–73.
131. Dačić S, Miljković M, Mitić A, Radenković G, Anđelković-Apostolović M, Jovanović

- M. Influence of etching mode and composite resin type on bond strength to dentin using universal adhesive system. *Microsc Res Tech.* 2021 Jun;84(6):1212–9.
132. Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 2008 Jun;21(3):135–42.
133. Cadenaro M, Maravic T, Comba A, Mazzoni A, Fanfoni L, Hilton T, et al. The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dent Mater.* 2019 Jan;35(1):e1–22.
134. Brandt WC, Lacerda RF, Souza-Junior EJ, Sinhoreti MA. Effect of photoactivation mode on the hardness and bond strength of methacrylate- and Silorane monomer-based composites. *J Adhes Dent.* 2013 Feb;15(1):33–9.
135. Amaral CM, Peris AR, Ambrosano GMB, Swift EJ, Pimenta LAF. The effect of light-curing source and mode on microtensile bond strength to bovine dentin. *J Adhes Dent.* 2006 Feb;8(1):41–5.
136. Steiner R, Edelhoff D, Stawarczyk B, Dumfahrt H, Lente I. Effect of Dentin Bonding Agents, Various Resin Composites and Curing Modes on Bond Strength to Human Dentin. *Materials (Basel).* 2019 Oct;12(20):3395.
137. Shafiei F, Safarpour I, Moradmam M, Alavi AA. Effect of Light Activation Mode on the Incompatibility Between One-bottle Adhesives and Light-cured Composites: An In Vitro Shear Bond Strength Study. *Oper Dent.* 2009 Sep;34(5):558–64.
138. Dall’Magro E, Correr AB, Costa AR, Correr GM, Consani RLX, Correr-Sobrinho L, et al. Effect of different photoactivation techniques on the bond strength of a dental composite. *Braz Dent J.* 2010;21(3):220–4.
139. Nojiri K, Tsujimoto A, Suzuki T, Shibasaki S, Matsuyoshi S, Takamizawa T, et al. Influence of light intensity on surface-free energy and dentin bond strength of single-step self-etch adhesives. *Dent Mater J.* 2015;34(5):611–7.
140. Yamamoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S, et al. Influence of light intensity on dentin bond strength of self-etch systems. *J Oral Sci.* 2006;48(1):21–6.
141. Li M, Wang J, Liu H, Wang X, Gan K, Liu X, et al. Effects of light curing modes and ethanol-wet bonding on dentin bonding properties. *J Zhejiang Univ B.* 2016 Sep;17(9):703–11.

142. Fahmy N, Naguib H, Guindy J El. Effect of Light-Emitting Diode (LED) Curing Modes on Resin/Dentin Bond Strength. *J Prosthodont*. 2009 Dec;18(8):670–5.
143. e Silva ALF, Pereira GDS, Dias CTS, Paulillo LAMS. Effect of the composite photoactivation mode on microtensile bond strength and Knoop microhardness. *Dent Mater*. 2006 Mar;22(3):203–10.
144. Dačić S. Uloga svetlosno polimerizujućih i adhezivnih tehnika u proceni marginalne adaptacije kompozitnih smola za gleđ i dentin [disertacija]. Niš: Univerzitet u Nisu; 2013.
145. Falsafi A, Oxman JD, Tse P-H, Ton TT. Longer-Term Postcure Measurement of Cuspal Deformation Induced by Dimensional Changes in Dental Materials. *Int J Dent*. 2015;2015:1–6.
146. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent*. 2013 Aug;41(8):695–702.
147. Fujita K, Nishiyama N, Nemoto K, Okada T, Ikemi T. Effect of Base Monomer's Refractive Index on Curing Depth and Polymerization Conversion of Photo-cured Resin Composites. *Dent Mater J*. 2005;24(3):403–8.
148. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*. 1991 Oct;12(8):737–40.
149. Ikeda I, Otsuki M, Sadr A, Nomura T, Kishikawa R, Tagami J. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dent Mater J*. 2009;28(6):679–85.
150. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater*. 2008 Jul;24(7):901–7.
151. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*. 2014 Nov;18(8):1991–2000.
152. Omran TA, Garoushi S, Abdulmajeed AA, Lassila LV, Vallittu PK. Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. *Clin Oral Investig*. 2017;21(5):1717–24.

153. Bicalho A, Pereira R, Zanatta R, Franco S, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Incremental Filling Technique and Composite Material—Part I: Cuspal Deformation, Bond Strength, and Physical Properties. *Oper Dent*. 2014 Mar;39(2):e71–82.
154. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an Incremental Filling Technique Reduce Polymerization Shrinkage Stresses? *J Dent Res*. 1996 Mar;75(3):871–8.
155. Bicalho A, Valdívia A, Barreto B, Tantbirojn D, Versluis A, Soares C. Incremental Filling Technique and Composite Material—Part II: Shrinkage and Shrinkage Stresses. *Oper Dent*. 2014 Mar;39(2):e83–92.
156. Mandava J, Vegesna D-P, Ravi R, Boddeda M-R, Uppalapati L-V, Ghazanfaruddin MD. Microtensile bond strength of bulk-fill restorative composites to dentin. *J Clin Exp Dent*. 2017 Aug;9(8):e1023–8.
157. Ilie N, Schöner C, Bücher K, Hickel R. An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *J Dent*. 2014;42(7):850–5.
158. Hardan L, Sidawi L, Akhundov M, Bourgi R, Ghaleb M, Dabbagh S, et al. One-Year Clinical Performance of the Fast-Modelling Bulk Technique and Composite-Up Layering Technique in Class I Cavities. *Polymers (Basel)*. 2021 Jun;13(11):1873.
159. Oter B, Deniz K, Cehreli SB. Preliminary data on clinical performance of bulk-fill restorations in primary molars. *Niger J Clin Pract*. 2018 Nov;21(11):1484–91.
160. Yazici A, Antonson S, Kutuk Z, Ergin E. Thirty-Six-Month Clinical Comparison of Bulk Fill and Nanofill Composite Restorations. *Oper Dent*. 2017 Sep;42(5):478–85.
161. Tavares RRDJ, Almeida Júnior LJ dos S, Guará TCG, Ribeiro IS, Maia Filho EM, Firoozmand LM. Shear bond strength of different surface treatments in bulk fill, microhybrid, and nanoparticle repair resins. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2017 Jul;Volume 9:61–6.
162. Novin Rooz M, Yousefi Jordehi A. The Effect of Shade and Thickness on the Depth of Cure of Bulk-Fill Composites with Different Viscosities. *J Dent (Shiraz, Iran)*. 2020 Dec;21(4):322–9.
163. Rodriguez A, Yaman P, Dennison J, Garcia D. Effect of Light-Curing Exposure Time,

- Shade, and Thickness on the Depth of Cure of Bulk Fill Composites. *Oper Dent.* 2017 Sep;42(5):505–13.
164. Braga S, Oliveira L, Rodrigues R, Bicalho A, Novais V, Armstrong S, et al. The Effects of Cavity Preparation and Composite Resin on Bond Strength and Stress Distribution Using the Microtensile Bond Test. *Oper Dent.* 2018 Jan;43(1):81–9.

BIOGRAFIJA AUTORA

Milan Miljković je rođen 15.09.1989. godine u Leskovcu. Završio je Srednju medicinsku školu u Leskovcu, smer-zubni tehničar. Integrisane akademske studije stomatologije na Medicinskom fakultetu u Nišu upisuje školske 2008/2009 godine. Osnovne studije završava u predviđenom roku sa prosečnom ocenom 9,16. Diplomski rad na temu „Biološki aspekti uzimanja funkcionalnog otiska“ odbranio je 21.02.2014. godine sa ocenom 10. Nakon obavljenog pripravničkog staža u trajanju od godinu dana u Vojnoj bolnici i VMC u Nišu, položio je stručni ispit 29.07.2015. Školske 2014/2015. godine upisuje doktorske studije na Medicinskom fakultetu u Nišu, odsek - stomatološke nauke. Završio je i Školu rezervnih oficira kao prvi u klasi i stekao čin sanitetskog potporučnika. Radni odnos na Medicinskom fakultetu u Nišu zasniva 20.07.2018. godine kao istraživač-pripravnik u Laboratoriji za funkcionalnu genomiku i proteomiku, u okviru projekta Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja, pod nazivom „Preventivni, terapijski i etički pristup u prekliničkim i kliničkim istraživanjima gena i modulatora redoks signalizacije u imunskom, inflamatornom i proliferativnom odgovoru ćelije“ (III 41018). Odlukom Nastavno-naučnog veća Medicinskog fakulteta Univerziteta u Nišu, 02.04.2021. godine izabran je u zvanje istraživač-saradnik. Od 01.10.2021. volontira na Klinici za stomatologiju u Nišu, gde aktivno učestvuje u izvođenju praktične nastave na svim predkliničkim i kliničkim predmetima Katedre za Bolesti zuba i endodonciju. Autor je i koautor više naučnih radova publikovanih u časopisima nacionalnog i međunarodnog značaja.

ИЗЈАВА О АУТОРСТВУ

Изјављујем да је докторска дисертација, под насловом

УТИЦАЈ ТЕХНИКЕ НАГРИЗАЊА, СВЕТЛОСНО-ПОЛИМЕРИЗУЈУЋЕГ РЕЖИМА И ВРСТЕ КОМПОЗИТА НА ЈАЧИНУ АДХЕЗИВНЕ ВЕЗЕ ЗА ДЕНТИН ПРИМЕНОМ УНИВЕРЗАЛНОГ АДХЕЗИВНОГ СИСТЕМА

која је одбрањена на Медицинском факултету Универзитета у Нишу:

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да ову дисертацију, ни у целини, нити у деловима, нисам пријављивао/ла на другим факултетима, нити универзитетима;
- да нисам повредио/ла ауторска права, нити злоупотребио/ла интелектуалну својину других лица.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци, који су у вези са ауторством и добијањем академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада, и то у каталогу Библиотеке, Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Нишу, као и у публикацијама Универзитета у Нишу.

У Нишу, _____.

Потпис аутора дисертације:

Милан Н. Миљковић

Др Милан Н. Миљковић

**ИЗЈАВА О ИСТОВЕТНОСТИ ШТАМПАНОГ И ЕЛЕКТРОНСКОГ
ОБЛИКА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ**

Наслов дисертације:

**УТИЦАЈ ТЕХНИКЕ НАГРИЗАЊА, СВЕТЛОСНО-ПОЛИМЕРИЗУЈУЋЕГ РЕЖИМА И
ВРСТЕ КОМПОЗИТА НА ЈАЧИНУ АДХЕЗИВНЕ ВЕЗЕ ЗА ДЕНТИН ПРИМЕНОМ
УНИВЕРЗАЛНОГ АДХЕЗИВНОГ СИСТЕМА**

Изјављујем да је електронски облик моје докторске дисертације, коју сам предао/ла за уношење у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу, истоветан штампаном облику.

У Нишу, _____.

Потпис аутора дисертације:

Милан Н. Миљковић

Др Милан Н. Миљковић

ИЗЈАВА О КОРИШЋЕЊУ

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Никола Тесла“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу унесе моју докторску дисертацију, под насловом:

УТИЦАЈ ТЕХНИКЕ НАГРИЗАЊА, СВЕТЛОСНО-ПОЛИМЕРИЗУЈУЋЕГ РЕЖИМА И ВРСТЕ КОМПОЗИТА НА ЈАЧИНУ АДХЕЗИВНЕ ВЕЗЕ ЗА ДЕНТИН ПРИМЕНОМ УНИВЕРЗАЛНОГ АДХЕЗИВНОГ СИСТЕМА

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском облику, погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију, унету у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу, могу користити сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons), за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)

2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)

3. Ауторство – некомерцијално – без прераде (CC BY-NC-ND)

4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)

5. Ауторство – без прераде (CC BY-ND)

6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

У Нишу, _____.

Потпис аутора дисертације:

Милан Н. Миљковић

Др Милан Н. Миљковић