



UNIVERZITET U NOVOM SADU
MEDICINSKI FAKULTET
DOKTORSKE STUDIJE KLINIČKE MEDICINE

**UTICAJ TEHNIKE POSTAVLJANJA I
POLIMERIZACIJE NA
MARGINALNU ADAPTACIJU
KOMPOZITNIH ISPUNA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor:
prof. dr Ljubomir Petrović

Kandidat:
dr Bojana Ramić

Novi Sad, 2016.

Univerzitet u Novom Sadu
Asocijacija centara za interdisciplinarne i
multidisciplinarne studije i istraživanja – ACIMSI

Ključna dokumentacijska informacija

Redni broj: RBR	
Identifikacioni broj: IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada (dipl., mag., dokt.): VR	Doktorska disertacija
Ime i prezime autora: AU	Bojana Ramić
Mentor (titula, ime, prezime, zvanje): MN	Prof. dr Ljubomir Petrović, redovni profesor na Katedri za stomatologiju (Bolesti zuba i endodoncija), Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu
Naslov rada: NR	UTICAJ TEHNIKE POSTAVLJANJA I POLIMERIZACIJE NA MARGINALNU ADAPTACIJU KOMPOZITNIH ISPUNA
Jezik publikacije: JP	srpski
Jezik izvoda: JI	srp. / eng.
Zemlja publikovanja: ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Novi Sad, Vojvodina
Godina: GO	2016.
Izdavač: IZ	autorski reprint
Mesto i adresa: MA	Medicinski fakultet, Novi Sad, Hajduk Veljkova 3
Fizički opis rada: FO	8 poglavlja, 127 stranica, 27 slika, 9 grafikona, 214 referenci
Naučna oblast: NO	Medicina

Naučna disciplina: ND	Stomatologija, Bolesti zuba i endodoncija
Predmetna odrednica, ključne reči: PO	Svetlosna Polimerizacija dentalnih adheziva; Dentalna marginalna adaptacija; Kompozitni ispuni; Polimerizacija; Polimeri;
UDK	616.314-74:615.46
Čuva se: ČU	Biblioteka Medicinskog fakulteta, Hajduk Veljkova 3, Novi Sad
Važna napomena: VN	nema

Izvod:

IZ

U savremenoj restaurativnoj stomatologiji dentalni kompoziti su materijal izbora za rekonstrukciju izgubljenog čvrstog zubnog tkiva. Kako je u kliničkoj praksi primećeno, pozitivna svojstva svetlosno-aktiviranih dentalnih kompozita su ugrožena pojavom polimerizacione kontrakcije kompozitnih ispuna tokom polimerizacije. Naime, tokom svetlosne polimerizacije usled konverzije molekula monomera u dugačke izukrštane lance polimera, razvija se napon na adhezivnom spoju kompozitnog ispuna i zida kaviteta. Kada vrednost napona nadmaši jačinu adhezivne veze kompozita i zida kaviteta, formira se marginalna mikropukotina praćena kliničkim manifestacijama u vidu postoperativne osetljivosti, marginalne diskoloracije ispuna, razvoja sekundarnog karijesa i sledstvenih ireverzibilnih promena pulpe zuba. **Cilj istraživanja** je bio da se uporedi uticaj primene različitih tehnika postavljanja i svetlosne polimerizacije na marginalnu adaptaciju kompozitnih ispuna.

Materijal i metode: Ispitivanje marginalne adaptacije kompozitnih ispuna urađeno je u dentinskim kavitetima, na bukalnim i oralnim površinama humanih trećih molara u laboratorijskim uslovima. Oralni i bukalni deo krunice zuba je brušen dijamantskim diskom uz stalno hlađenje radnog polja vodenim mlazom, kako bi se izložila ravna dentinska površina promera 4x4 mm. Standardizovani cilindrični dentinski kaviteti, dimenzija 3x3 mm, preparisani su dijamantskim cilindričnim svrdlima uz obilno hlađenje radnog polja mlazom vode. Eksperimentalni deo doktorske teze, imajući u vidu postavljeni cilj istraživanja, podeljen je u dva dela. Prvi deo je obuhvatio ukupno 80 dentinskih kaviteta u koje je postavljen isti kompozitni sistem (*Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable*), različitim tehnikama postavljanja: u jednom sloju-*bulk* tehnikom, inkrementalnom tehnikom, prethodno zagrejani kompoziti i eliminisanjem jedinstvene tačke stresa-postavljanjem *pin*-a. Za svetlosnu polimerizaciju kompozita primenjene su dve tehnike, kontinuirana i diskontinuirana, odnosno polimerizacija sa prekidom od 10 sekundi (*dark interval*), nakon inicijalnog perioda prosvetljavanja. Drugi deo istraživanja je obuhvatio 20 istovetnih dentinskih kaviteta u kojima su postavljeni *bulk-fill* kompozitni sistemi (*Filtek Bulk Fill Flowable* i *SDR*) uz kontinuiranu svetlosnu polimerizaciju, prema uputstvu proizvođača. Nakon poliranja ispuna, zubi sa postavljenim ispunima svih grupa su čuvani u uslovima 100 % vlažnosti u trajanju od 24 časa u cilju prevencije dehidracije. Za evaluaciju marginalne adaptacije korišćena je analiza epoksi replika adhezivnog spoja kompozitnog ispuna i dentina skening elektronskom mikroskopijom (SEM). Naime, nakon uzimanja otiska ispuna i okolnog dentina polivinilsiloksanom izrazito niske viskoznosti (*Ghenesyl, Super Light Body, Lascod, Florence, Italy*), izlivene su replike u epoksi smoli koje su pripremljene za SEM analizu (*Jeol, JSM-6460 Low Vacuum, Tokyo, Japan*). Dužina marginalne pukotine je izmerena u mikrometrima pomoću *ImageJ* računarskog

programa (*National Institute of Health, Bethesda, USA*) i prikazana procentualno u odnosu na ukupnu dužinu marginalnog spoja ispun-dentin. Međusobno su upoređeni rezultati marginalne adaptacije različitih tehnika postavljanja i polimerizacije kompozitnih ispuna kao i rezultati marginalne adaptacije različitih kompozita postavljenih *bulk* tehnikom i polimerizovanih kontinuirano. Statističke razlike su obrađivane primenom ne-parametrijskog *Mann-Whitney U*-testa.

Rezultati: Analizom numeričkih rezultata utvrđen je statistički značajno viši kvalitet marginalne adaptacije kada su kompozitni sistemi postavljeni u kavitete eliminisanjem jedinstvene tačke stresa-postavljanjem *pin*-a i diskontinuirano polimerizovani, u odnosu na ostale ispitane tehnike postavljanja. Statistički značajno niži kvalitet marginalne adaptacije utvrđen je u grupi ispuna postavljenih uz prethodno zagrevanje i diskontinuirano polimerizovanih. Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih različitim tehnikama u dentinske kavitete, uz istovetni, kontinuirani režim svetlosne polimerizacije. Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije između kompozitnih ispuna postavljenih istom tehnikom, uz različit režim svetlosne polimerizacije. Nisu dobijene statistički značajne razlike u vrednostima marginalne adaptacije između dva ispitana *bulk-fill* kompozitna sistema. Takođe, ni njihovim poređenjem sa vrednostima marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih *bulk* tehnikom i polimerizovanih kontinuirano nisu dobijene statistički značajne razlike.

Zaključak: Tehnika postavljanja i polimerizacije značajno utiče na kvalitet marginalne adaptacije kompozitnih ispuna u dentinskim kavitetima. Novi proizvod na tržištu ne znači uvek i bolja svojstva materijala u pogledu kvaliteta marginalne adaptacije.

Datum prihvatanja teme od strane NN veća: DP	18.11.2010.
Datum odbrane: DO	
Članovi komisije: (ime i prezime / titula / zvanje / naziv organizacije / status) KO	Predsednik: Član: Član: Član: Član:

University of Novi Sad
ACIMSI
Key word documentation

Accession number: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code: CC	Ph.D. Thesis
Author: AU	Bojana Ramić
Mentor: MN	Ljubomir Petrović, DMD, Ph.D, Full professor, Medical faculty, University of Novi Sad
Title: TI	INFLUENCE OF PLACING AND POLIMERIZATION TECHNIQUE ON MARGINAL ADAPTATION OF DENTAL COMPOSITES
Language of text: LT	Serbian/Latin
Language of abstract: LA	eng. / srp.
Country of publication: CP	Republic of Serbia
Locality of publication: LP	Novi Sad, Vojvodina
Publication year: PY	2016.
Publisher: PU	Author's reprint
Publication place: PP	Medical faculty, Novi Sad, Hajduk Veljkova 3
Physical description: PD	8 chapters, 127 pages, 27 figures, 9 graphics, 214 references
Scientific field SF	Medicine
Scientific discipline SD	Dentistry, Adhesives

Subject, Key words SKW	Light-Curing of Dental Adhesives; Dental Marginal Adaptation; Composite Resins; Polymerization; Polymers;
UDC	616.314-74:615.46
Holding data: HD	Library of Medical Faculty, Hajduk Veljkova 3, Novi Sad
Note: N	none
<p>Abstract: AB</p> <p>In contemporary restorative dentistry, dental composites become material of choice for reconstruction of lost tooth structure. In clinical practice it is noticed that positive properties of light-activated composites are compromised by polymerization shrinkage appearance during polymerization. The conversion of monomer molecules into polymer network is accompanied by stress transmitting to the adhesive bond what leads to the formation of microgap with clinical symptoms such as postoperative sensitivity, marginal discoloration, secondary caries and pulp pathology. The aim of this study was to compare the influence of different placing and light polymerization techniques on marginal adaptation of composite restorations.</p> <p>Material and Methods Examination of marginal adaptation of composites was done in dentin cavities, prepared on the buccal and oral surfaces of human third molars in laboratory conditions. The buccal and oral enamel was ground using model trimmer under running water to expose a flat dentin surface area dimension 4x4mm. Standardized cylindrical cavities (3 mm diameter, 3 mm deep) with all dentin margins were prepared using diamond cylindrical burs with copious water cooling of the working field. Taking into account the goal of this study, research was consisted of two parts. First part included 80 dentin cavities with composite system (<i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i>) placed using different placing techniques: bulk, incremental, preheated composite and by elimination of singular stress point-with pin. There were applied two light-activation techniques: continuous (40 seconds) and discontinuous (2 seconds of activation, followed by 10 seconds of dark interval, and then the polymerization is set continuously). Second part of this study included 20 the same manner prepared dentin cavities with bulk-fill composites (<i>Filtek Bulk Fill Flowable i SDR</i>) placed and continuously polymerized, according to the manufactures instructions. After polishing, the restored teeth were stored in a container with 100% relative humidity for 24 h to prevent dehydration. Evaluation of marginal adaptation was done using SEM analysis of replicas. After making impressions with low viscosity polyvinyl siloxane material (<i>Ghenesyl, Super Light Body, Lascod, Florence, Italy</i>), epoxy resin replicas were prepared for SEM analysis (<i>Jeol, JSM-6460 Low Vacuum, Tokyo, Japan</i>). The length of marginal gap was measured with ImageJ software (<i>National Institute of Health, Bethesda, USA</i>) and shown in percentage relative to total length of the margin composite/dentin. Results of marginal adaptation were compared according to application of different placing and polymerization techniques and also results of marginal adaptation of different composites bulk placed and continuously polymerized. Statistical differences were calculated using the non-parametric Mann-Whitney U-test.</p> <p>Results: With statistical significance there was better quality of marginal adaptation when composite was placed with pin in order to eliminate singular stress point and discontinuously polymerized, compared to other applied placing and polymerization</p>	

techniques. Contrary, there was significantly higher percentage of marginal gap obtained when using pre-heated, discontinuous polymerized composites. Marginal adaptation of composite materials placed in dentin cavities using different techniques and same, continuously polymerization technique didn't show statistically different results. Marginal adaptation of composite materials placed in dentin cavities using same technique and different, continuously or discontinuously polymerization technique didn't show statistically different results. Marginal adaptation of two "bulk-fill" composite materials didn't show statistically different results. Also, compared to composites placed using bulk technique and polymerized continuously, their lower values of marginal adaptation didn't show significant difference.

Conclusion: Placing and polymerization techniques have significant influence on the quality of marginal adaptation of composite restorations in dentin cavities. New product on the market doesn't always mean better marginal adaptation properties.

Accepted on Scientific Board on: AS	18.11.2010.
Defended: DE	
Thesis Defend Board: DB	President: Member: Member: Member: Member:

SADRŽAJ

1. UVOD	11
2. PREGLED LITERATURE	13
2.1. Polazni stavovi	13
2.1.1. Struktura gleđi	13
2.1.2. Struktura dentina	13
2.2. Svojstva dentina značajna za formiranje adhezivne veze.....	14
2.3. Kompozitni materijali	16
2.3.1. Istorijat	16
2.3.2. Sastav kompozitnih materijala	17
2.3.2.1. Organska komponenta.....	17
2.3.2.1.1. Organski matriks na bazi dimetakrilata.....	17
2.3.2.1.2. Organski matriks na bazi silorana.....	20
2.3.2.1.3. Organski matriks na bazi ormocera.....	20
2.3.2.2. Neorganska komponenta.....	21
2.3.2.3. Vezujući agens.....	21
2.3.2.4. Inicijator-aktivator sistemi.....	22
2.4. Hemijski aktivirane kompozitne smole.....	22
2.5. Svetlosno aktivirane kompozitne smole.....	22
2.5.1. Svetlosni izvori za polimerizaciju foto-aktivirajućih kompozitnih materijala.....	23
2.6. Dubina svetlosne polimerizacije.....	24
2.7. Step konverzije.....	24
2.8. Svojstva kompozita značajna za adhezivnu vezu.....	25
2.8.1. Termička svojstva.....	25
2.8.2. Mehanička svojstva.....	25
2.8.3. Hemijska svojstva.....	26
2.8.4. Biološka svojstva.....	27
2.9. Adhezija.....	27
2.9.1. Podela adhezivnih sistema.....	29
2.10. Svetlosno aktiviran polimerizacioni proces.....	30
2.10.1. Polimerizaciona kontrakcija.....	32
2.11. Mikročenje.....	35
2.12. Konfiguracioni faktor („C-faktor“)	36
2.13. Predložene tehnike za smanjenje polimerizacione kontrakcije.....	38
2.14. <i>Bulk-fill</i> kompozitni materijali.....	44
2.15. Skening Elektronska Mikroskopija.....	47
3. CILJ RADA I ZADACI ISTRAŽIVANJA	49
4. MATERIJAL I METODE ISTRAŽIVANJA	50

4.1 Izbor i priprema zuba	50
4.2. Priprema dentina eksperimentalnih grupa	51
4.3. Izbor adhezivnih sredstava / kompozitnih sistema	52
4.4 Tehnike postavljanja i polimerizacije.....	54
4.5. Bulk-fill kompozitni materijali.....	57
4.6. Evaluacija marginalne adaptacije	58
4.6.1. Priprema uzoraka za SEM	58
4.7. Statistička analiza	61

5. REZULTATI 62

5.1. Veličina kaviteta.....	62
5.2. Oblik kaviteta	63
5.3. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog i polimerizovanog različitim tehnikama.....	65
5.4. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnih sistema <i>Adper Single Bond Plus-SDR</i> i <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Bulk Fill Flowable</i>	67
5.5. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog i polimerizovanog različitim tehnikama.....	68
5.6. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog različitim tehnikama uz kontinuiran režim svetlosne polimerizacije.....	68
5.7. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog različitim tehnikama uz diskontinuiran režim svetlosne polimerizacije.....	70
5.8. Rezultati marginalne adaptacije kontinuirano i diskontinuirano svetlosno polimerizovanog kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog <i>bulk</i> tehnikom.....	73
5.9. Rezultati marginalne adaptacije kontinuirano i diskontinuirano svetlosno polimerizovanog kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog inkrementalnom tehnikom	75
5.10. Rezultati marginalne adaptacije prethodno zagrejanog kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> sa primenom kontinuiranog ili diskontinuiranog režima svetlosne polimerizacije	76
5.11. Rezultati marginalne adaptacije kontinuirano i diskontinuirano polimerizovanog kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog sa <i>pin-om</i>	78
5.12. Rezultati marginalne adaptacije dva <i>bulk-fill</i> kompozitna materijala- <i>Filtek Bulk Fill Flowable</i> i <i>SDR</i>	79

5.13. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnog materijala <i>Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog <i>bulk</i> tehnikom i dva <i>bulk-fill</i> kompozitna materijala- <i>Filtek Bulk Fill Flowable</i> i <i>SDR</i> uz istovetni režim svetlosne polimerizacije.....	81
5.14. Vrednosti dužine marginalne pukotine svih grupa.....	82
5.15. SEM analiza marginalnog spoja kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> i dentina na mikrofotografijama epoksi replika.....	84
5.16. SEM analiza marginalnog spoja kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> i dentina na mikrofotografijama reprezentativnih, originalnih uzoraka zuba.....	87

6. DISKUSIJA 93

6.1. Diskusija materijala i metodologije ispitivanja marginalne adaptacije	93
6.2. Faktori koji utiču na rezultate ispitivanja marginalne adaptacije	94
6.3. Diskusija rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna svetlosno polimerizovanih kontinuirano i diskontinuirano.....	99
6.4. Diskusija rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u kavitete različitim tehnikama.....	103
6.5. Diskusija rezultata dobijenih postavljanjem dva <i>bulk-fill</i> kompozitna materijala..	107
6.6. Diskusija rezultata marginalne adaptacije kompozitnog sistema <i>Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable</i> postavljenog <i>bulk</i> tehnikom i dva <i>bulk-fill</i> kompozitna materijala, uz istovetni režim svetlosne polimerizacije.....	108

7. ZAKLJUČAK111

8. LITERATURA113

1. UVOD

Kompozitni materijali se uspešno koriste u restaurativnoj stomatologiji više od šest decenija. Odlična estetika, zadovoljavajuća biokompatibilnost, otpornost na trošenje tokom mastikacije i iznad svega, jednostavna klinička primena dovela je do popularizacije kompozitnih materijala u odnosu na amalgamske ispune.

Porastom estetskih zahteva i razvojem adhezivnih tehnika, kompozitne smole su postale materijal izbora za restauracije bočnih zuba. Međutim, uprkos brojnim pozitivnim svojstvima kompozitnih materijala, mikropukotina nastala usled polimerizacione kontrakcije i dalje predstavlja problem rubnog zatvaranja koji se javlja primenom dentalnih kompozitnih materijala u svrhu nadoknade izgubljenog tvrdog zubnog tkiva. Ova pojava nastaje usled konverzije molekula monomera u dugačke izukrštane lance polimerne mreže, što indukuje stvaranje napona i deformaciju kompleksa zub-ispun. Polimerizaciona kontrakcija, kao i promene nastale unutar materijala tokom polimerizacionog procesa mogu dovesti do raskidanja adhezivne veze između kompozitnog sistema i zidova kaviteta, što rezultuje formiranjem mikropukotine na marginalnom spoju kompozit-zub. Posledično, duž formirane pukotine javlja se mikrocurenje bakterija i oralnih fluida, praćeno kliničkim manifestacijama u vidu postoperativne osetljivosti, marginalne diskoloracije zuba, razvoja sekundarnog karijesa i sledstvenih ireverzibilnih promena na zubnoj pulpi.

Sastav kompozitnih materijala za zubne ispune se značajno menjao od perioda kada su uvedeni u stomatološku praksu. Ove promene su se odnosile na smanjenje veličine punioca u cilju efikasnijeg poliranja kompozitnog materijala i povećane otpornosti na trošenje. Aktuelna ispitivanja kompozitnih materijala su fokusirana na razvoj sistema polimernog matriksa koji bi doprineo manjoj polimerizacionoj kontrakciji, smanjenju polimerizacionog stresa, kao i mogućnostima samoadhezije za zubne strukture.

Većina zahteva koje bi trebalo da ispunjavaju materijali koji se koriste u restaurativnoj stomatologiji (biokompatibilnost, dobra fizička i optička svojstva, otpornost na trošenje, rentgen kontrasnost, jednostavnost za rukovanje, adhezivnost, itd.) su određeni ISO standardima (ISO 4049). Međutim, trenutno na stomatološkom tržištu ne postoji nijedan materijal koji u potpunosti zadovoljava sve navedene zahteve. Neki od nedostataka postojećih

materijala za zubne ispune se mogu ublažiti ili eliminisati primenom odgovarajućih kliničkih protokola, pravilnim rukovanjem i tehnikom rada.

U laboratorijskim ispitivanjima marginalne adaptacije kompozitnih ispuna sa zubnim tkivima moguće je simulirati kliničke protokole postavljanja i svetlosne polimerizacije kompozitnih ispuna. Merenjem dužine mikropukotine nastale usled polimerizacione kontrakcije, može se predvideti kliničko ponašanje adhezivnih sistema i/ili kompozitnih materijala i modifikovati klinička procedura postavljanja (inkrementalna/slojevita tehnika postavljanja, primena tečnog kompozita ispod visoko-viskozno materijala, modifikacija polimerizacionog protokola, itd.) u cilju poboljšanja kvaliteta marginalne adaptacije kompozitnih ispuna.

2. PREGLED LITERATURE

Iako na stomatološkom tržištu postoje brojni materijali za definitivne zubne ispune, nijedan u potpunosti ne odgovara hemijskim, fizičkim i biološkim svojstvima zubnih tkiva, kako bi bili adekvatna zamena izgubljenim tvrdim zubnim tkivima.

2.1. Polazni stavovi

2.1.1. Struktura gleđi

Gleđ predstavlja najtvrde biološko tkivo u ljudskom organizmu koje prekriva pulpodentinski kompleks u predelu krunice zuba. Neorganska komponenta je izgrađena od kristala hidroksiapatita i čini 96% težinski i 86% zapreminski od ukupnog sastava gleđi. Takođe, sadrži matriks-interprizmatičnu supstancu (1-2%) i vodu (3-4%).

Gleđ je avitalno, nesenzitivno tkivo čija regeneracija nije moguća nakon strukturnog gubitka. Kristali hidroksiapatita gleđi su gusto zbijeni i raspoređeni u organskoj osnovi. Ovi kristali formiraju međusobno paralelne i u odnosu na površinu zuba perpendikularne gleđne prizme. Gleđne prizme su prečnika 4-6 μm i pružaju se od gleđno-dentinske granice do površine zuba.

2.1.2. Struktura dentina

Pashley je 1996. godine opisao dentin kao porozni biološki kompozit izgrađen od čestica punioca kristala apatita u kolagenom matriksu [1]. Drugi autori su opisali dentin kao kompleksnu biološku strukturu koja podseća na vlaknima ojačan kompozit, sa intertubularnim dentinom koji čini matriks i tubulima, koji zajedno sa peritubularnim dentinom čine cilindrično vlaknasto ojačanje [2].

Dentin je, kao i pulpa mezodermalnog porekla i ova dva tkiva se smatraju jedinstvenom celinom nazvanom pulpodentinski kompleks. To je avaskularno, mineralizovano, vezivno, vitalno tvrdo zubno tkivo. Zreo dentin se težinski sastoji iz 70% neorganske, 20% organske supstance i 10% vode. Neorganski sastav dentina čine kristali hidroksiapatita, dok kolagen tipa

I predstavlja bazičnu organsku komponentu. Osnovni strukturni elementi dentina su dentinski tubuli i dentinska masa.

Dentinski tubuli se pružaju od pulpe do gleđno-dentinske, odnosno cemento-dentinske granice. Svaki dentinski tubul sadrži Tomesovo vlakno (citoplazmatični produžetak odontoblasta), nervna vlakna (prate Tomesova vlakna) i dentinski fluid (transudat plazme). Radijalno su raspoređeni u odnosu na komoru pulpe. Najmanji broj tubula po jedinici površine (1%) nalazi se na gleđno-dentinskoj granici, dok se najveći broj (do 22%) nalazi na pulpo-dentinskoj granici [1].

Dentinsku masu čini pokrovni dentin (najtanji deo dentinske mase koji se nalazi neposredno ispod gleđi) i cirkumpulparni dentin. Cirkumpulparni dentin se sastoji iz intertubularnog, peritubularnog i intratubularnog dentina.

Intertubularni dentin predstavlja mineralizovan matriks između tubula i peritubularnog dentina. Volumenski je najzastupljeniji. Peritubularni dentin se sastoji od najjače mineralizovanog matriksa koji se nalazi oko tubula, dok je intratubularni dentin lociran u samoj unutrašnjosti dentinskih tubula.

Prema periodu stvaranja razlikuju se tri tipa dentina: primarni, sekundarni i tercijarni. Primarni dentin zauzima najveći deo dentinske mase. To je tubularni i najpravilnije izgrađeni dentin koji se nalazi neposredno ispod pokrovnog dentina. Sekundarni dentin je tubularni dentin koji se formira nakon potpunog završetka razvoja korena zuba. Tubuli sekundarnog se nastavljaju na tubule primarnog dentina. Stvara se kao odgovor na funkcionalne stimulanse, pretežno na dnu komore pulpe višekorenih zuba, na krovu pulpe i na ulazima u korenske kanale. Tercijarni dentin je atubularni dentin koji se formira pod dejstvom iritativnih faktora. Tvrdi je, tamnije boje i neosetljiv na sondiranje, za razliku od primarnog i sekundarnog dentina. Izgrađen je iz dentinskih tubula čiji je raspored nepravilan, koje formiraju odontoblasti nastali diferencijacijom iz mezenhimalnih ćelija pulpe (sekundarni odontoblasti).

2.2. Svojstva dentina značajna za formiranje adhezivne veze

Procesi formiranja adhezivne veze materijala za zubne ispune sa dentinom i sa gleđi značajno se razlikuju. Veća zastupljenost vode u dentinu, kao i veći sadržaj organskih materija

čini ovo tkivo zahtevnijim za ostvarivanje adhezivne veze sa kompozitnom smolom u poređenju sa gleđi. Takođe, na kvalitet adhezivne veze značajno utiču pulparni pritisak i preostala debljina dentina koja učestvuje u formiranju veze.

Kanalikularna struktura dentina čini ovo tkivo izrazito propustljivim, što postaje izraženije kako se debljina preostalog dentina smanjuje i promer dentinskih tubula povećava. Međutim, zahvaljujući odrambenim sposobnostima pulpe, delovanjem štetnih nadražaja, dolazi do opturacije dentinskih tubula i formiranja tercijarnog dentina, čime se smanjuje propustljivost dentina. Takođe, propustljivost dentina se smanjuje i do 86% [3] kao posledica stvaranja razmaznog sloja na njegovoj površini, delovanjem rotirajućih instrumenata.

Broj, raspored i promer dentinskih tubula utiču na veličinu ukupne površine dentina koja učestvuje u formiranju adhezivne veze, a samim tim i na njenu jačinu. Postojanu adhezivnu vezu je lakše ostvariti u površnijem sloju dentina, zahvaljujući većoj površini intertubularnog dentina, kao i manjoj gustini dentinskih tubula u blizini gleđno-dentinske granice [4].

Na jačinu adhezivne veze utiču i promene u strukturi dentina, pre svega dentinskih tubula, intertubularnog i peritubularnog dentina. U kliničkoj praksi, u formiranju adhezivne veze najviše učestvuju izmenjene forme dentina kao što su sklerotični, karijesno izmenjeni i tercijarni dentin. Sklerotični dentin može biti fiziološki i patološki. Prvi nastaje kao posledica starenja i karakteriše se obliteracijom dentinskih tubula mineralnim depozitima, što otežava infiltraciju smole adhezivnog sredstva. Patološki nastaje delovanjem nekog iritansa i karakteriše se hipermineralizovanim intertubularnim dentinom, otpornim na kondicioniranje kiselinom, što posledično smanjuje penetraciju adheziva unutar njegove površine. Karijesno izmenjeni dentin i adhezivno sredstvo formiraju deblji hiridni sloj, ali porozniji u poređenju sa zdravim dentinom [5,6]. Hibridni sloj u zdravom dentinu je debljine manje od 1 μm , a u karijesno izmenjenom dentinu je debljine 6-8 μm [7]. Kao posledica depozicije minerala (β -trikalcijum fosfata) unutar lumena dentinskih tubula kod karijesno izmenjenog dentina, sprečena je infiltracija smole i izostaje formiranje produžetaka smole, koji pored hibridnog sloja čine osnovu adhezivne veze kompozitnog materijala sa zubnim tkivima [8].

Među značajnijim mehaničkim svojstvima dentina koje je neophodno poznavati u cilju ostvarivanja predvidljive adhezivne veze kompozitnih ispuna sa ovim tkivom su tvrdoća i elastičnost. Tvrdoća predstavlja otpor kojim se neki materijal suprostavlja prodiranju drugog materijala u njegovu površinu. Ispitivanjima je utvrđeno da mikrotvrdoća dentina opada sa

porastom dubine dentina, kao i da porast broja dentinskih tubula u blizini pulpe utiče na smanjenje tvrdoće dentina [9].

Elastičnost i čvrstoća dentina zavise od gustine i orijentacije dentinskih tubula [10]. Za razumevanje uzroka neuspeha ostvarivanja adhezivne veze kompozitnog ispuna sa dentinom vršena su ispitivanja otpornosti dentina na silu smicanja. Tako je utvrđeno da je otpornost dentina na silu smicanja u blizini pulpe 39 MPa, a u blizini gleđno-dentinske granice nekoliko puta veće i iznosi 131 MPa [11].

2.3. Kompozitni materijali

2.3.1. Istorijat

Kompozitni materijali se koriste u restaurativnoj stomatologiji još od 1962. godine, kada su dobijeni kombinovanjem dimetakrilata (izgrađen iz epoksi smole i metakrilatne kiseline) i silaniziranog kvarcnog praha [12]. Od 1980-tih svetlosno polimerizujući kompoziti se koriste za restauracije kaviteta kao estetski materijali čija boja odgovara boji zubne supstance. Popularnost svetlosno polimerizujućih kompozita je nastala zahvaljujući izvrsnim estetskim svojstvima, zadovoljavajućoj otpornosti na trošenje, biokompatibilnosti i povrhu svega jednostavnoj kliničkoj upotrebi.

Doprinos razvoju kompozita su u protekla pola veka dali brojni istraživači, a među najznačajnijim su:

- *Michael G. Buonocore*, koji je 1955. godine u uslovima *in vitro* primenio kondicioniranje gleđi 85% ortofosfornom kiselinom u trajanju od dve minute sa ciljem povećanja adhezije restaurativnih kompozitnih materijala za tvrda zubna tkiva. Na taj način je utvrđeno da se postiže dugotrajnija veza, povećanjem površine za ostvarivanje kvalitetnije marginalne adaptacije akrilata i zubnih struktura [13].

- *Rafael L. Bowen*, koji je 1956. godine razvio monomer bisfenol-A-glicidildimetakrilat (BisGMA) povezivanjem metilmetakrilatnih grupa sa epoksi monomerom. Smole koje sadrže BisGMA su postale poznate kao *Bowen*-ove smole, a kompozitne smole na bazi BisGMA su se pojavile 1962. godine. Tri godine kasnije, isti autor je patentirao kombinaciju BisGMA smole

i silanom tretirane čestice kvarca, što predstavlja poreklo većine kompozitnih materijala prisutnih na stomatološkom tržištu [14].

Prve kompozitne smole primenjivale su se za restauraciju frontalnih zuba, usled sadržaja velikih čestica punioca i matriksa koji je posedovao manju otpornost na trošenje u oralnoj sredini. Brojna istraživanja su vršena kako bi se unapredila funkcionalna i hemijska svojstva kompozitnih materijala. Napredak je dobijen u smislu optimizacije veličine, zapremine, oblika i distribucije čestica punioca. Tek nakon brojnih laboratorijskih istraživanja koje su utvrdile otpornost pod raznim opterećenjima, kompozitni materijali su počeli da se primenjuju i za restauracije izgubljenog zubnog tkiva bočnih zuba.

2.3.2. Sastav kompozitnih materijala

Prema opšte-prihvaćenoj definiciji *Lutz*-a i *Phillips*-a kompoziti su složeni, tj. umreženi materijali koji poseduju trodimenzionalnu strukturu sačinjenu od najmanje dve hemijski različite komponente sa jasnom međusobnom granicom [15].

Izgrađeni iz tri komponente: matriks smole (organska komponenta), punioci (neorganska komponenta) i vezujući agens.

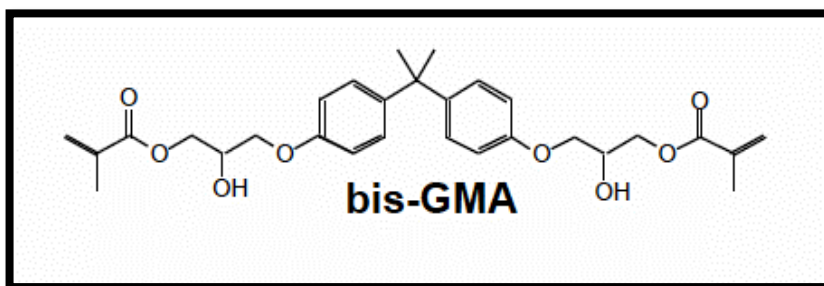
2.3.2.1. Organska komponenta (matriks)

2.3.2.1.1. Organski matriks na bazi dimetakrilata

Izgrađen je iz različitih molekula monomera koji bivaju konvertovani u polimere tokom polimerizacionog procesa. Bis-GMA (bisfenol-A-glicidil metakrilat) i TEGDMA (trietilenglikol dimetakrilat) su najčešće kombinovani monomeri u savremenim kompozitnim smolama.

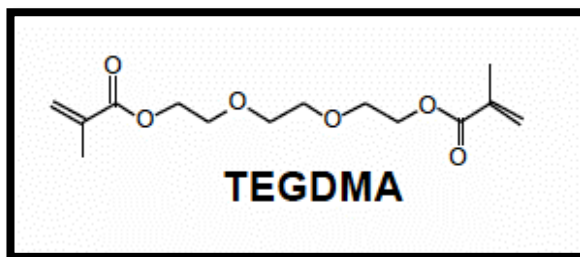
Još od početka uvođenja kompozitnih smola na stomatološko tržište, Bis-GMA se naširoko koristi u njihovoj formulaciji. To je molekul koji sadrži dva centralno postavljena benzenova prstena (uzrokuju rigidnost) i terminalne metakrilatne grupe gde se odvija slobodna

radikalska polimerizacija (Slika 1). Zbog svoje velike molekulske težine ovaj monomer uzrokuje manju polimerizacionu kontrakciju nego drugi monomeri, ali daje kompozitnom materijalu superiornija mehanička svojstva. Sa druge strane, radi se o molekulu velike viskoznosti, usled prisustva hidroksilnih grupa, zbog čega se često kombinuje sa niskomolekulskim monomerima-diluentima kao što su TEGDMA ili UDMA (uretan-dimetakrilat). Osim što smanjuju viskoznost Bis-GMA, ovi diluenti povećavaju unakrsno povezivanje polimernih lanaca, a time povećavaju čvrstoću kompozitnog materijala i smanjuju rastvorljivost u oralnoj sredini [16].



Slika 1. Molekul Bis-GMA

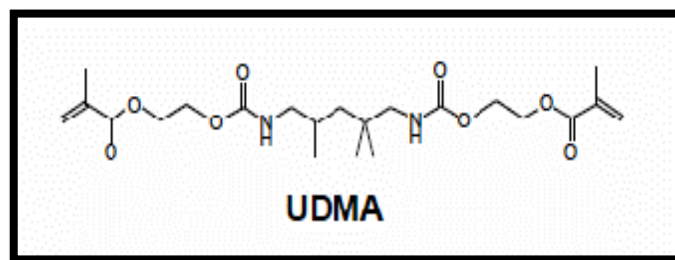
TEGDMA je niskoviskozni, diluentni monomer manje molekulske težine koji se najčešće kombinuje sa Bis-GMA. To je linearni monomer koji poseduje dve terminalne metakrilatne grupe (Slika 2). Izrazito je fleksibilan i mobilan tokom polimerizacionog procesa, favorizujući veći stepen konverzije, što uzrokuje izraženiju polimerizacionu kontrakciju [17]. Takođe, dodavanjem TEGDMA formulaciji smole, dolazi i do povećane apsorpcije vode od strane kompozitnog materijala [18].



Slika 2. Molekul TEGDMA

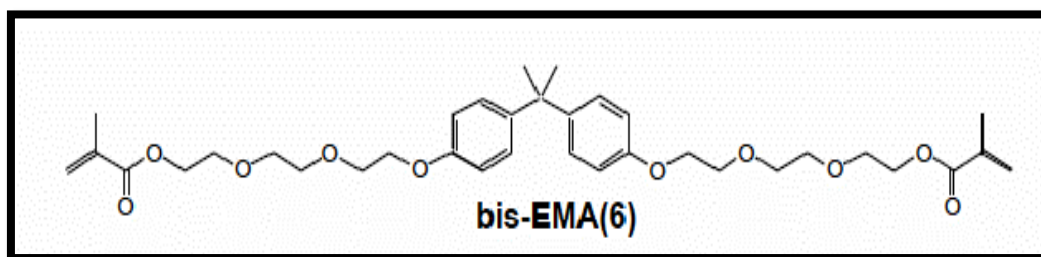
UDMA može biti alifatične ili aromatične prirode. Alifatični dimetakrilatni monomeri imaju relativno nisku viskoznost i ne zahtevaju kombinovanje sa diluentnim monomerom, za razliku od aromatičnih monomera (Slika 3). Parcijalna supstitucija Bis-GMA molekula sa molekulom UDMA dovodi do većeg stepena konverzije i zatezne čvrstoće kompozitne smole

[19], što se objašnjava većom fleksibilnošću i slabijim intermolekularnim vezama molekula UDMA u poređenju sa Bis-GMA [18].



Slika 3. Molekul UDMA

Bis-EMA (Bis-fenol A etoksi metakrilat) je još jedan monomer koji se često kombinuje u kompozitnim smolama. Za razliku od Bis-GMA, ovaj monomer ne sadrži hidroksilne grupe, zbog čega poseduje nisku viskoznost (Slika 4).



Slika 4. Molekul Bis-EMA

Glavni nedostaci kompozitnih materijala uglavnom proizilaze iz organske komponente i tu spadaju: polimerizaciona kontrakcija; visok stepen termičke ekspanzije; poroznost; apsorpcija vode koja uzrokuje sekundarnu volumetrijsku ekspanziju i niska otpornost na trošenje. Manji sadržaj molekula Bis-GMA i proporcionalno veći udeo molekula TEGDMA u smoli doprinosi većoj polimerizacionoj kontrakciji [20]. Sa druge strane, zamena Bis-GMA sa TEGDMA molekulom smanjuje čvrstoću pri sabijanju materijala [21].

Vrednosti polimerizacione kontrakcije za Bis-GMA monomer iznosi 5,2%, a za TEGDMA 12,5% i one su značajno veće u poređenju sa ovim vrednostima izmerenim kod konvencionalnih kompozita i koje iznose 2-3% [22]. Ovakva razlika postoji zahvaljujući činjenici da oko 60% zapremine konvencionalnih kompozita čine čestice punioca. Jedino kod mikropunjenih kompozita zapreminski udeo punioca iznosi oko 40%, ali polimerizaciona kontrakcija ima slične vrednosti kao kod hibridnih kompozita zahvaljujući prisustvu tzv.prepolimerizovanih čestica punioca koji se nekad nazivaju i organski punioci. Tečni

kompoziti se skupljaju oko 5 % zahvaljujući niskom sadržaju punioca koji iznosi manje od 50% [23].

Različiti proizvođači su razvili kompozitne materijale koji poseduju molekule Bis-GMA ili UDMA kao osnovu smole matriksa. I jedni i drugi kompozitni sistemi imaju svoje prednosti i nedostatke.

2.3.2.1.2. Organski matriks na bazi silorana

Siloranska smola je izgrađena iz hidrofobnog molekula siloksana i oksiranskog prstena koji je odgovoran za fizička svojstva ovih materijala i smanjenu polimerizacionu kontrakciju. Silorani se polimerizuju katjonskom reakcijom, za razliku od metakrilata koji se umrežavaju reakcijom slobodnih radikala. Fotoinicijatorski sistem je zasnovan na tri komponente: svetlosno apsorbujući kamforhinon, elektronski donor (amin) i soli joda. Svetlosno ekscitiran kamforhinon reaguje sa elektronskim donorom koji dovodi do oslobađanja kiselih katjona iz soli joda. Na ovaj način je pokrenut proces otvaranja oksiranskih prstenova koji redukuju polimerizacionu kontrakciju do određene mere. Odnosno, ovakvi monomeri otvaraju svoju molekulsku strukturu sa lokalnom volumetrijskom ekspanzijom, čime se značajno kompenzuje veličina polimerizacione kontrakcije, karakteristične pojave vezane za slobodno-radikalnu polimerizaciju [24]. Opsežna studija sprovedena od strane *Weinmann* i sar. potvrdila je nisku polimerizacionu kontrakciju kod kompozitnih smola na bazi silorana, koja je iznosila manje od 1% [25]. Takođe, kod ovih materijala smanjena je i apsorpcija vode, kao i rastvorljivost u vodi [26].

2.3.2.1.3. Organski matriks na bazi ormocera

Za razliku od konvencionalnih kompozita, ormocerni matriks ne sadrži samo organsku, već i neorgansku komponentu koja je vezana za organske polimere preko multifunkcionalnih silanskih molekula. Nakon polimerizacionog procesa, organski deo ovog molekula formira trodimenzionalnu mrežu. Pri istoj količini punioca ormoceri dovode do manje polimerizacione

kontrakcije u poređenju sa hibridnim kompozitima [27], a pri manjoj količini punioca, vrednosti polimerizacione kontrakcije su uporedive sa konvencionalnim kompozitima [28].

2.3.2.2. Neorganska komponenta

Punilac predstavlja neorganski deo kompozitnih materijala, a čine ga čestice anorganskog, mineralnog porekla kao što su kvarc, borosilikatno staklo, litijum aluminijum silikatni barijum, aluminijum silikati, barijum fluoridi, cirkonijum, keramički prah ili čestice stakla.

Neorganske čestice punioca dodaju se organskom matriksu u cilju poboljšanja mehaničkih svojstava kompozitnih materijala (čvrstoća, tvrdoća, otpornost na abraziju). Veća količina punioca utiče i na smanjenje apsorpcije vode, termičke kontrakcije i ekspanzije [29]. Oblik, veličina i poreklo čestica punioca mogu biti različiti za različite kompozitne sisteme.

Povećanjem sadržaja neorganskog punioca u kompozitnim materijalima vodi manjoj polimerizacionoj kontrakciji, što direktno utiče i na smanjenje pojave polimerizacionog stresa [30]. Međutim, ukoliko sadržaj punioca postane relativno velik, kompozitna smola postaje gušće konzistencije, usled povećanja viskoznosti i postaje neprikladna za kliničku primenu. U tom slučaju kompozitnoj smoli bi trebalo dodati veću količinu diluenata (manjih monomera) kako bi se njome lakše rukovalo [31].

2.3.2.3. Vezujući agens

Veoma je važno ostvariti dobru vezu između matriksa smole i čestica punioca. Na ovaj način je omogućeno fleksibilnijem polimernom matriksu da prenese stres rigidnijim česticama punioca. Vezujući agens doprinosi poboljšanju fizičkih i mehaničkih svojstava kompozitnih materijala, ali i sprečava curenje vode duž dodirne površine matriksa smole i punioca [32].

Vezujuću agens predstavlja organsko-neorgansko jedinjenje čiji molekuli imaju dvostruki polaritet. Sa jedne strane reaguju sa puniocem formirajući jonske veze tipa Si-O-Si, a druge strane svojim organskim delom formiraju kovalentne veze sa matriksom.

Silani smanjuju površinski napon punioca i na taj način povećavaju kvašenje smolom neorganskih čestica punioca. Vezujuća sredstva se u kompozitnoj smoli nalaze u tankom sloju i uglavnom čine 1-6 % težine punioca. Ova veza omogućava pravilnu distribuciju opterećenja kompozitnog materijala u funkciji žvakanja.

2.3.2.4. Inicijator-aktivator sistemi

Dimetakrilatni monomeri se polimerizuju mehanizmom adicione polimerizacije pokrenute aktiviranjem slobodnih radikala. Do njihove aktivacije dolazi hemijskim putem ili delovanjem neke spoljašnje energije, pre svega svetlosne.

2.4. Hemijski aktivirane kompozitne smole

Kompozitni materijali čiji se polimerizacioni proces pokreće hemijskom reakcijom su izgrađeni iz dve paste. U jednoj se nalazi aktivator-aromatični tercijarni amin, a u drugoj pasti se nalazi inicijator-benzoil peroksid. Mešanjem dve paste dolazi do reakcije inicijatora i aktivatora, formiraju se slobodni radikali i proces adicione polimerizacije se pokreće. Vreme vezivanja ovih materijala je od 3-5 minuta i uslovljeno je koncentracijom inicijatora i akceleratora polimerizacije u njima.

2.5. Svetlosno aktivirane kompozitne smole

Kako bi se prevazišli problemi hemijske aktivacije kompozitnih materijala (dugo vreme vezivanja, zaostajanje blaznica vazduha nastalih mešanjem dve paste, povećana poroznost materijala), proizvođači su razvili kompozitne smole kod kojih je brzina polimerizacionog procesa materijala kontrolisana svetlosnim izvorom. Ovo je postignuto primenom fotosenzitivnog inicijatorskog sistema i aktivirajućeg svetlosnog izvora.

Prvi svetlosno polimerizujući sistemi su bili formulisani na aktivaciji slobodnih radikala UV svetlom. Savremeni svetlosni izvori za polimerizaciju proizvode plavu svetlost vidljivog

dela spektra i uskog raspona talasnih dužina koje odgovaraju apsorpcionom spektru fotoinicijatora kamforhinona. Ekspozicija svetlu talasne dužine oko 468 nm dovodi do aktiviranja fotoinicijatora, koji potom reaguje sa aktivatorom na bazi tercijarnog amina, nastaju slobodni radikali i proces adicione polimerizacije se pokreće. Kamforhinon je najčešće korišćen fotoinicijator koji apsorbuje svetlost talasne dužine između 400 i 500 nm (apsorpcioni maksimum je 468 nm).

2.5.1. Svetlosni izvori za polimerizaciju foto-aktivirajućih kompozitnih materijala

Postoje dve grupe svetlosnih izvora koji se koriste za polimerizaciju svetlosno aktivirajućih kompozitnih smola. U prvu grupu spadaju svetlosni izvori koji proizvode belu svetlost (posebnim filterima se prevodi u plavu svetlost) u rasponu talasnih dužina između 400 i 500 nm. Svetlosne jedinice ove vrste su konvencionalne halogene lampe i ksenonski (plazma) izvori. Druga grupa obuhvata svetlosne izvore koji proizvode plavu svetlost vidljivog dela spektra. U ovu grupu svetlosnih izvora spadaju argonski laseri i plave svetlosno-emitujuće diode (LED) [33].

Plave svetlosno-emitujuće diode (LED) predstavljaju savremene svetlosne izvore za polimerizaciju fotoaktivirajućih stomatoloških materijala i za razliku od konvencionalnih halogenih lampi proizvode manju toplotu, a u odnosu na angažovano vreme 2 do 3 puta su efikasniji, uz 10 puta manji utrošak energije [34]. Minimalna iradijansa (gustina snage emitovane svetlosne energije) koja je potrebna za polimerizaciju kompozitne smole iznosi 300 mW/cm^2 , a većina postojećih svetlosnih izvora emituju izlaznu snagu u rasponu od 600 do 800 mW/cm^2 [35]. Za direktno procenjivanje efikasnosti svetlosne polimerizacije kompozitnih smola glavna svojstva koja se laboratorijski ispituju su dubina svetlosne polimerizacije i stepen konverzije [36,37]. Dubina svetlosne polimerizacije je zvanično definisana ISO standardom 4049 [38].

2.6. Dubina svetlosne polimerizacije

Jedan od problema koji se javljaju aktivacijom svetlosno polimerizujućih kompozitnih smola je ograničenje dubine na kojoj će biti izvršena zadovoljavajuća konverzija monomernih molekula u polimernu mrežu. Penetracija svetla kroz sloj materijala je ograničena na određenu dubinu. Nedovoljna polimerizacija vodi slabijim mehaničkim [39] i biološkim svojstvima kompozitne smole [40]. Jačina svetlosne energije, vreme trajanja svetlosne aktivacije, nijansa smole, veličina punioca i udaljenost vrha lampe od kompozitne smole utiču na dubinu polimerizacije [41]. Kako svetlost prolazi kroz sloj kompozita postavljenog u kavitetu, njen intenzitet značajno opada (atenuacija svetlosti) i na taj način se smanjuje efikasnost i dubina ostvarene polimerizacije [42].

Primena inkrementalne tehnike postavljanja kompozitnih ispuna se preporučuje kod velikih kaviteta, a debljina svakog sloja bi trebalo da iznosi do 2 mm, posebno kod tamnijih boja kompozitnih ispuna. Međutim, nedostaci ove metode postavljanja kompozitnih ispuna su zaostajanje šupljina i/ili kontaminacija spoja između pojedinačnih slojeva, neuspešno ostvarivanje veze između slojeva i produženo vreme neophodno za postavljanje i polimerizaciju [43]. Za prevazilaženje ovih problema u kliničku praksu su uvedeni tzv. *bulk-fill* kompoziti. Ova grupa kompozita poseduje veću translucenciju u odnosu na konvencionalne kompozite [44] kojom je omogućena bolja transmisija svetlosti i za slojeve debljine do 5 mm.

2.7. Step en konverzije

Konverzija monomera, odnosno step en konverzije predstavlja procenat dvostrukih C=C veza konvertovanih u jednostruke C-C veze tokom polimerizacionog procesa. Step en konverzije je veoma važno svojstvo kompozitnih materijala koje ima direktan uticaj na mehanička svojstva [45], polimerizacionu kontrakciju [46], otpornost na trošenje [39] i eluciju monomera [47]. Krajnji step en konverzije zavisi od faktora kao što su hemijska struktura dimetakrilatnog monomera, koncentracije fotoinicijatora i uslova svetlosne polimerizacije [48]. Vrednosti step ena polimerizacije iznose u proseku 52-75%, dok najveći broj materijala dostiže step en konverzije u opsegu 55-65% [39]. Step en konverzije se progresivno smanjuje sa povećanjem količinskog udela neprozirnog punioca [49], pogotovo kada veličina punioca

dostigne vrednosti talasne dužine svetlosnog izvora (470 nm). Ovo se objašnjava činjenicom da se svetlosni zraci rasipaju kada dođu u kontakt sa puniocima ove veličine, što dovodi do manje penetracije svetlosti kroz kompozitne materijale [50].

2.8. Svojstva kompozita značajna za adhezivnu vezu

Svojstva kompozitnih materijala opisuju načine interakcije materijala i oralne sredine u kojoj se nalaze, tj. predstavljaju odgovore kompozitnih ispuna na funkcionalne i parafunkcionalne sile, temperaturne promene i postojanost u oralnoj sredini.

2.8.1. Termička svojstva

Termička svojstva se ogledaju u promeni volumena kompozita u odnosu na promenu temperature sredine u kojoj se nalazi. Porast temperature izaziva volumetrijsku ekspanziju, dok pad temperature dovodi do volumetrijske kontrakcije kompozita.

Relativne vrednosti promene volumena kompozita u jednoj dimenziji uzrokovane promenama temperature okoline poznate su kao linearni koeficijent termičke ekspanzije (LKTE). Razlika između vrednosti LKTE kompozita i LKTE čvrstog zubnog tkiva, pored fenomena polimerizacije kontrakcije, dovodi do formiranja marginalne pukotine između zida kaviteta i ispuna, što ima za posledicu prodor mikroorganizama i oralnih fluida prema pulpi.

2.8.2. Mehanička svojstva

Mehanička svojstva predstavljaju odgovor kompozitnog ispuna na opterećenje pod čijim dejstvom se deformišu, tj. menjaju oblik i zapreminu. Zavise od sastava kompozitnih materijala, pre svega sadržaja i vrste punioca i efikasnosti vezujućeg agensa. Čestice punioca su odgovorne za preraspodelu sila kompresije, smicanja i zatezanja koje se najviše razvijaju tokom mastikacije. Nivo konverzije monomera u lance polimera takođe utiče na fizičko-mehanička svojstva kompozitnih ispuna. Klinička primena kompozitnih ispuna može biti kompromitovana niskim stepenom konverzije, jer rezidualni monomeri deluju kao plastifikatori uzrokujući lošija

mehanička svojstva. Takođe, umrežavanje polimernih lanaca ima značajan uticaj na tvrdoću, otpornost na savijanje, zateznu čvrstoću, savitljivost i otpornost na trošenje kompozitnih ispuna.

2.8.3. Hemijska svojstva

Pored biokompatibilnosti za kompozitne materijale značajan je proces hemijske razgradnje do koje dolazi delovanjem faktora iz okruženja kompozitnih ispuna. Ovome prethodi apsorpcija ili penetracija molekula iz oralnog okruženja unutar kompozitnog ispuna, pre svega molekula vode.

Do higroskopne ekspanzije dolazi difundovanjem vode unutar polimerne mreže što dovodi do razdvajanja polimernih lanaca, pogotovo kada se molekul vode veže za hidrofilne grupe [51]. Apsorpcijom vode se kompenzuje polimerizaciona kontrakcija do određenog nivoa, što rezultuje u smanjenju unutrašnjeg napona [52]. Međutim, apsorpcija vode nije poželjna jer uzrokuje pomeranje rezidualnih monomera i jona prema površini kao posledica njihove rastvorljivosti. Takođe, apsorbovana voda može da oslabi materijal i da uzrokuje savijanje kvržica ili naprsnuće restaurisanog zuba. Polimerizaciona kontrakcija nastaje na samom startu polimerizacionog procesa, a apsorpcija vode traje danima i ne može u potpunosti da kompenzuje kontrakciju čak i posle nekoliko nedelja. Zbog toga je pozitivan uticaj apsorpcije vode veoma hipotetički [53].

Tokom apsorpcije vode od strane kompozitnih smola u vlažnom oralnom okruženju, događaju se dva kontrasna procesa. Prvo, apsorbovana voda može da dovede do izlaganja (elucije) neizreagovalih monomera, što uzrokuje smanjenje ukupne mase kompozita, njegove kontrakcije i promena mehaničkih svojstava [54]. Sa druge strane, difuzijom vode u materijal, dolazi do volumetrijske ekspanzije sve dok se ne postigne uravnoteženje sa oralnim okruženjem [55]. Do difuzije vode dolazi pre svega u organskoj komponenti kompozitnih materijala. Nekoliko faktora može uticati na veličinu higroskopne ekspanzije: hemijska struktura monomera, stepen umrežavanja polimernih lanaca, interakcija između polimera i vode, jačina veze, vrsta punioca i spoj punioca i matriksa smole [56,57].

Dugotrajna stabilnost adhezivne veze kompromitovana je razvojem higroskopne ekspanzije u predelu marginalnog spoja kompozitnog ispuna i zidova kaviteta. Delovanjem

mastikatornih sila, ovakav adhezivni spoj puca, uzrokujuću formiranje dodatne marginalne pukotine između kompozitnog ispuna i tvrdih zubnih tkiva.

2.8.4. Biološka svojstva

Biokompatibilnost svetlosno polimerizujućih kompozitnih smola može biti kompromitovana na dva načina-elucijom bioaktivnih molekula i porastom temperature tokom polimerizacionog procesa. Elucija neizreagovanih monomera, fotoinicijatora i slobodnih radikala se prevenira ili ublažava stvaranjem uslova tokom polimerizacionog procesa za ostvarivanje veće stepena konverzije [47]. Curenje slobodnih, neizreagovanih monomera prema vitalnom zubnom tkivu može dovesti do oštećenja zubne pulpe, iritacije sluzokože, kontaktnog dermatitisa i alergijskih reakcija [58].

2.9. Adhezija

Adhezija predstavlja sposobnost prijanjanja, spajanja dva različita materijala privlačenjem atoma ili molekula. Sile adhezije su sile na graničnim površinama različitih materijala (gas-čvrsto, tečno-čvrsto, čvrsto-čvrsto) i mogu biti mehaničke, fizičke i hemijske.

Faktori koji utiču na vezu restaurativnih materijala i zubnih tkiva se odnose pre svega na fizička i hemijska svojstva adherenta (gleđ i dentin) i adhezivnog sredstva. Osim toga, oralno okruženje, vlažna sredina, fizički stresovi, promene temperature, Ph vrednosti pljuvačke, ishrana i navike žvakanja u velikoj meri utiču na interakciju materijala i zubnih tkiva.

Buonocore je još 1955. godine utvrdio da je jedan od osnovnih zahteva restaurativne stomatologije adhezivnost, tj. snažna i postojana veza koja se ostvaruje između kompozitnih smola i mineralizovanih zubnih tkiva. U istraživanju je primenio 85% fosfornu kiselinu u trajanju 60 sekundi za nagrizanje gleđi radi formiranja mikromehaničke veze između kompozitnog ispuna i gleđnog ruba kaviteta [13].

Aktuelni adhezivni sistemi ostvaruju mikro-mehaničku vezu sa zubnim tkivima. Ovakva adhezivna veza zavisi od formiranja mikroprostora (delovanjem kiseline) na površini gleđi i dentina koji će omogućiti penetraciju adheziva unutar njih. Veza između adheziva i zuba se

formira na dva nivoa. Prvi nivo podrazumeva stvaranje mikroprodužetaka smole oko gleđnih prizmi ili unutar dentinskih tubula. Drugi nivo značajnije doprinosi sveukupnoj retenciji i podrazumeva finiju penetraciju adhezivnih nanoprodužetaka kroz gleđne kristale ili unutar dentinskog kolagenog prostora-intertubularnog dentina.

Za ostvarivanje adekvatne adhezije neophodno je omogućiti intiman kontakt adheziva i supstrata. Sposobnost kvašenja i stepen penetracije adheziva u dentin predstavljaju najbitnije elemente na kojima se zasniva kvalitetna adhezivna veza [59,60]. Na osnovu ovih saznanja započeta je klinička primena adheziva koji su efikasno penetrirali u demineralizovani sloj intertubularnog dentina, nakon delimičnog ili potpunog uklanjanja razmaznog sloja.

Veza kompozitnih ispuna i gleđi se ostvaruje na zadovoljavajući način, ali spoj dentina i restaurativnih materijala je još uvek nepotpuno rešen problem. U restaurativnoj stomatologiji u najvećem broju slučajeva kao adherent pojavljuje se dentin, pa su svojstva dentina od izuzetnog značaja za ostvarenje adhezivne veze [61].

Adheziju za dentin u poređenju sa gleđi je teže postići iz više razloga. Slabija mineralizacija od gleđi, sa znatnom količinom kolagena, hidrofilnost, mali površinski napon i prisustvo tubula ispunjenih odontoblastnim produžecima i dentinskim fluidom, faktori su koji neizbežno utiču na kvalitet adhezivne veze ispuna sa dentinom [62]. Kondicioniranje dentina je postupak kojim se primenom odeređenih sredstava menja površina dentina nakon preparacije kaviteta i/ili uklanja razmazni sloj [63]. Osnovni cilj kondicioniranja dentina je da se što efikasnije pripremi površina dentina za formiranje adhezivne veze sa restaurativnim materijalom. Ovaj postupak dovodi do fizičkih i hemijskih promena na površini dentina. Fizičke promene se ogledaju u smanjenju debljine razmaznog sloja, a hemijske promene se odnose na modifikaciju organske komponente i demineralizaciju neorganskog sadržaja dentina.

Razmazni sloj zaostaje na površini dentina posle preparacije kaviteta, pre svega rotirajućim instrumentima. Sadrži organske i neorganske čestice sečenog dentina pomešanih sa dentinskim, oralnim fluidom, pljuvačkom i eventualno ostacima krvi [64]. *Meerbek* i sar su utvrdili da se debljina razmaznog sloja najčešće kreće od 1 do 5 μm i da zavisi od vrste rotirajućeg instrumenta, brzine rotacije, primenjenog pritiska pri preparaciji, količine vodenog hlađenja i dubine dentina gde se vrši preparacija [63]. Veza koju ostvaruje razmazni sloj sa površinom dentina je jačine 5 MPa [65]. Zatvarajući dentinske tubule, razmazni sloj smanjuje propustljivost dentina za oko 86% [3]. Delovanjem fosforne, limunske ili polialkenoične kiseline uklanja se razmazni sloj i povećava propustljivost dentina [66]. Uklanjanjem

razmaznog sloja, otvaraju se dentinski tubuli iz kojih dentinski fluid ističe na površinu dentina što otežava formiranje adhezivne veze [67]. U dubljim slojevima dentina nalazi se veći broj dentinskih tubula, a to doprinosi većoj propustljivosti koja je odgovorna za konstantnu vlažnost eksponirane dentinske površine i kompleksnijem ostvarivanju adhezivne veze sa kompozitnim ispunom.

Demineralizovanjem neorganske komponente površnog sloja intertubularnog dentina, otvara se put za penetraciju smole unutar eksponirane mreže kolagenih vlakana i stvaraju se uslovi za formiranje dentinsko-polimerne strukture koju naučno-stručna literatura naziva smolom ojačani sloj dentina ili hibridni sloj. On se sastoji od kolagena i hidroksiapatita infiltriranog polimerom. Debljina hibridnog sloja zavisi od korišćenog adhezivnog sistema i kreće se od 0,5 do 2 μm [7].

2.9.1. Podela adhezivnih sistema

Savremeni adhezivni sistemi su klasifikovani u zavisnosti od interakcije sa razmaznim slojem. Postoje dva osnovna načina ostvarivanja adhezivne veze i četiri tipa adheziva:

1. Adhezivi sa potpunim nagrivanjem gleđi i dentina, *total-etch* adhezivni sistemi, gde se 30-40% fosfornom kiselinom simultano vrši nagrivanje (kondicioniranje) gleđi i dentina i tako se uklanja razmazni sloj, demineralizuje površinski hidroksiapatit i eksponira kolagena mreža [68]. Postoje dve podgrupe ovih adhezivnih sistema:

a) trofazni adhezivi (kiselina+prajmer+smola);

b) dvofazni adhezivi (kiselina+prajmer/smola).

2. Samonagrizaajući, *self-etch* adhezivni sistemi nemaju fazu nagrivanja kiselinom. Oni sadrže rastvor kiselog monomera, koji se ne ispira, a čini razmazni sloj propustljivim bez potpunog uklanjanja. I ovi adhezivni sistemi se dele u dve podgrupe u zavisnosti od načina kombinovanja komponenti:

a) dvofazni samonagrizaajući adhezivi (kiselini prajmer+smola);

b) jednofazni samonagrizaajući adhezivi (jedan rastvor ili sve u jednom-*all in one*).

Potpuno nagrivanje gleđi i dentina je tehnički zahtevan proces iz više razloga. Preterano nagrivanje dentina može da dovede do pojave postoperativne osetljivosti i slabljenja jačine adhezivne veze. Ostvarivanje određenog stepena vlažnosti dentinskog supstrata nakon ispiranja prethodno kiselinom tretiranih površina je, takođe, jedan od važnih zahteva koji bi trebalo ispoštovati tokom kliničkog protokola pripreme zubnih tkiva za ostvarivanje adhezivne veze. Za penetraciju adhezivnih monomera u demineralizovani sloj gleđi, ona bi trebalo da bude potpuno suva. Međutim, dentin zahteva određeni stepen vlažnosti, neophodne za ostvarivanje kvalitetne adhezivne veze, jer se na taj način sprečava kolabiranje eksponiranih kolagenih vlakana koja učestvuju u formiranju hibridnog sloja. Jedan od nedostataka ove grupe adheziva je pojava tzv. nanocurenja koje se javlja usled nepotpune infiltracije monomerne smole unutar demineralizovanog sloja dentina [69]. Kao posledica toga, primenom adheziva sa potpunim nagrivanjem gleđi i dentina ostvaruje se veća mikropropustljivost dentina u poređenju sa samonagrivajućim adhezivima [70].

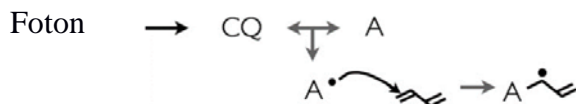
Sa druge strane, smanjenim brojem koraka u adhezivnoj proceduri primenom samonagrivajućih adheziva, skraćeno je vreme potrebno za ostvarivanje adhezivne veze i na taj način tehnika postaje značajno pojednostavljena [71]. Kada se koriste samonagrivajući sistemi, očekuje se javljanje male diskrepance između dubine demineralizovanog sloja dentina i infiltracije smole [72]. Međutim, prednost uštede vremena može da dovede do kompromitovanja kvaliteta veze između kompozitne smole i dentina [73], imajući u vidu da ova grupa adheziva sadrži izrazito hidrofilne i kisele monomere koji učestvuju u formiranju propustljivog hibridnog sloja, osetljivog na apsorpciju vode iz dubljih slojeva dentina [74], što uzrokuje degradaciju adhezivne veze hidrolizom [75].

2.10. Svetlosno aktiviran polimerizacioni proces

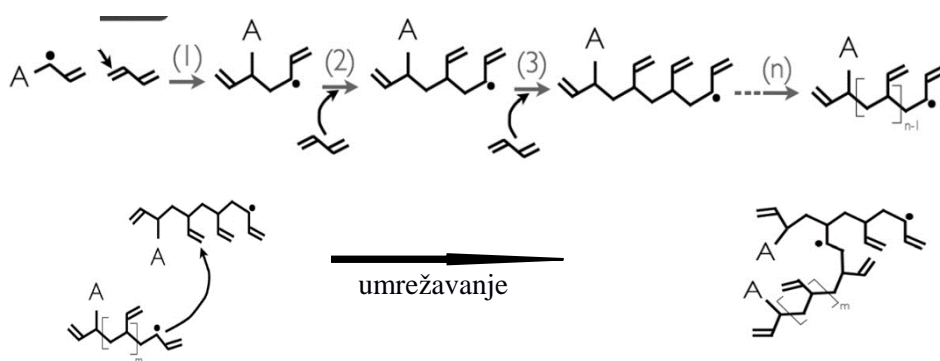
Kompozitne smole materijala za direktnu restauraciju izgubljenog tvrdog zubnog tkiva sadrže kamforhinon-tercijarni amin u ulozi fotoinicijator-koinicijator. Plavo svetlo (svetlosne dužine u rasponu 400-500 nm) aktivira kamforhinon, koji potom reaguje sa koinicijatorom formirajući slobodne radikale koji pokreću proces polimerizacije (aktivacija) [76]. Slobodni radikali raskidaju dvostruke veze ugljenika $C=C$, pokretajući lančanu reakciju koja se može podeliti u tri faze: inicijacija, propagacija i terminacija. Propagacija polimerizacione reakcije uključuje rast lanca polimera brzim, sekvencionalnim dodavanjem monomera aktivnim centrima putem kovalentnih veza, sve dok se maksimum stepena konverzije ne ostvari i koji

varira u vrednostima 35-77% [77]. Terminacija podrazumeva spajanje dva slobodna radikala na krajevima rastućih polimernih lanaca.

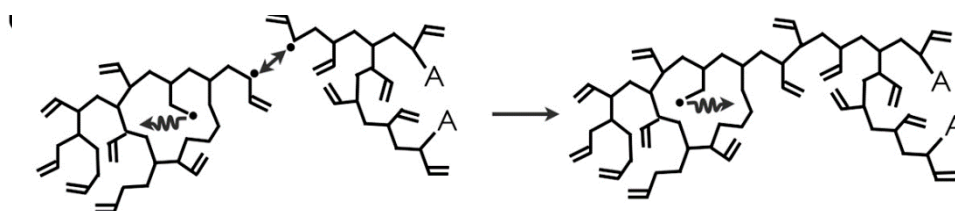
Inicijacija:



Propagacija:



Terminacija:



Slika 5. Polimerizacioni proces

Kako neprekidna polimerna mreža raste, dolazi do brzog povećanja viskoznosti ovog sistema i do prve promene stanja iz viskozno-tečnog u elastično-gel stanje, tzv.gelacija [78]. Gelacija se može definisati kao trenutak kada molekul u materijalu više ne može da kompenzuje kontrakciju. Ukupnu kontrakciju materijala određuje pre-gel faza, u kojoj se materijal još uvek može kontrolisati i kompenzovati polimerizacionu kontrakciju [79]. U ovoj gel tački, smanjenje mobilnosti pogađa uglavnom radikale lokalizovane na rastućim polimernim lancima, dok mali molekuli monomera još uvek difunduju neometano i novi centri rasta uzrokuju brzo povećanje stepena polimerizacije-autoakceleracija. Kako se proces dalje razvija, viskoznost postaje toliko velika da ograničava pokretljivost i monomernih molekula, rezultujući u značajnom smanjenju stepena polimerizacije-autodeceleracija [80]. Tada dolazi do druge promene stanja od gumastog ka staklastom, tj. dostiže se tačka vitrifikacije [81]. Vitrifikacija sprečava dalje reakcije i

objašnjava zašto stepen konverzije ne dostiže nikad vrednosti 100%, čak ni pri idealnim uslovima svetlosne aktivacije. Još jedna značajna posledica vitrifikacije je zarobljivanje slobodnih radikala, monomera i fotoinicijatora u polimernoj mreži koji značajno utiču na biološka i mehanička svojstva materijala. Takođe, post-gel faza ili faza vitrifikacije, smatra se odgovornom za pojavu zaostalih napona unutar kompozitnog materijala [48].

2.10.1. Polimerizaciona kontrakcija

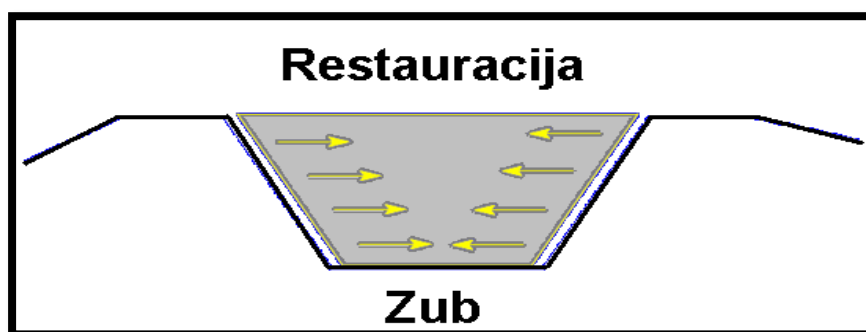
Savremeni kompozitni materijali koji se koriste u restaurativnoj stomatologiji pokazuju polimerizacionu kontrakciju 1-6%, u zavisnosti od sastava i uslova polimerizacionog procesa [82]. Hemijski sastav organskog matriksa značajno utiče na veličinu, kinetiku kontrakcije i razvoj elastičnog modulusa. Monomeri veće molekulske težine će uzrokovati manju kontrakciju nego monomeri manje molekulske težine. Zahvaljujući činjenici da neorganski punilac predstavlja krutu komponentu kompozitne smole, dolazi se do zaključka da će veći sadržaj punioca uzrokovati nastanak većeg modulusa elastičnosti kompozitnog materijala i manje izraženu polimerizacionu kontrakciju. Međutim, ovaj odnos nije jednostavan, iz razloga što organski matriks ima značajno niži modulus elastičnosti od neorganske komponente, ali se kontrahuje tokom polimerizacije. Zbog toga odnos matriks/punilac ima značajnu ulogu u nastanku naprezanja i stresa unutar kompozitne strukture, ali i u predelu veze sa površinom zuba [83].

Tokom polimerizacionog procesa, kompozitne smole se kontrahuju usled smanjenja intermolekulskog rastojanja između monomernih jedinica, neophodnog za održavanje termodinamičke ravnoteže tokom prelaska iz tečnog u čvrsto stanje. U tečnom stanju, monomeri su izloženi slabijim vezama (*van der Waals*-ove sile i vodonične veze) koje ih drže na rastojanju od 0,3-0,4 nm. U polimernoj mreži, ove veze su kovalentne i molekuli monomera se približavaju na rastojanje od 0,154 nm, dok su dvostruke veze, koje učestvuju u reakcijama na udaljenosti od samo 0,019 nm [16]. Zbog toga, kontrakcija zavisi od koncentracije reaktivnih grupa, kao i od tipa, fleksibilnosti i sposobnosti polimerne mreže za dostizanje prostorne konfiguracije koja bi minimalizovala količinu slobodne energije ovog sistema. Polimerizacioni proces vodi gelaciji koja je karakterisana povećanjem viskoznosti [84]. Gel tačka se dostiže prelaskom monomerno-oligomernog rastvora iz viskozno-plastične faze u čvrstu viskozno-elastičnu fazu [85]. Viskozno tečenje, koje je moguće samo u pre gel fazi, predstavlja jedan od

osnovnih mehanizama relaksacije i posledičnog smanjenja stresa koji nastaje pri kontrakciji materijala [86]. Da bi se postigli optimalni rezultati, trebalo bi usporiti umrežavanje polimernih lanaca pre dostizanja gel tačke smanjenom produkcijom slobodnih radikala. Najčešće testirano i primenjivano rešenje je smanjenje stepena konverzije različitim režimima svetlosne aktivacije kompozitnih smola. I *soft start* i pulsno odložena tehnika svetlosne polimerizacije omogućavaju odlaganje dostizanja gel tačke, što produžava period mobilnosti reaktivnih molekula pre dostizanja vitrifikacije.

Polimerizacioni proces dovodi do fizičkog približavanja monomera koji međusobno reaguju preko slobodnih grupa radikala. Posledično se javlja dimenziona, volumetrijska kontrakcija, karakteristična manifestacija svih materijala koji se polimerizuju slobodno-radikalnim mehanizmom [87]. Kontrakcija materijala utiče na nastanak pojave stresa unutar samog materijala. U početnim stadijumima polimerizacije, monomeri i manji lanci polimera se lako oslobađaju stresa dokle god su slobodni da se kreću. Što više monomera reaguje, to se formira veća i komplikovanija mreža polimera (gel tačka). Kako proces umrežavanja napreduje, dolazi do jačeg preplitanja polimernih molekula čime se smanjuje njihova pokretljivost i materijal postaje rigidan (tačka vitrifikacije). Nastavak polimerizacionog procesa uzrokuje sve veće ograničenje pokretljivosti reaktivnih molekula. Kada materijal odoli polimerizacionoj kontrakciji, usled postojanja snažne adhezivne veze, dolazi do nastanka tzv. polimerizacionog stresa, koji će ostati zarobljen unutar samog kompozitnog materijala. Međutim, ukoliko se stres koncentriše u predelu adhezivne veze koja ne poseduje adekvatnu jačinu, nastali stres se prenosi na okolne zubne strukture ili na sam adhezivni spoj kompozitnog materijala i zubnih tkiva.

Kompozitni materijal koji tokom polimerizacionog procesa nije vezan za zidove kaviteta, poseduje sposobnost da teče, tako da se razvijaju niske vrednosti stresa. Nasuprot tome, kada bi materijal sa svih strana bio vezan za rigidne strukture, kontrakcija se ne bi mogla dogoditi, nego bi bila kompenzovana povećanjem volumena materijala, što bi dovelo do gubitka kohezivnih veza unutar materijala i povećanoj poroznosti. Međutim, u kliničkim uslovima kada je materijal postavljen unutar kaviteta, vezan za okolne zidove tvrdih zubnih tkiva, deformacija materijala je ograničena, zbog čega se i razvija stres koji se prenosi na region marginalnog spoja u vidu zateznih sila (Slika 6). Posledično, polimerizacioni stres oštećuje marginalno “pečaćenje” restauracije [88].



Slika 6. Prikaz načina odvajanja restauracije od zidova kaviteta

Polimerizaciona kontrakcija uzrokuje smanjenje volumena kompozitnog materijala i formiranje napona istežanja na adhezivnom spoju ispuna i zida kaviteta. Vrednosti napona tokom polimerizacije kreću se u intervalu od 3,2 MPa do 23,9 MPa [61]. Kada vrednost napona polimerizacione kontrakcije kompozita nadmaši jačinu adhezivne veze kompozita i zidova kaviteta dolazi do pucanja adhezivne veze i posledičnog nastanka mikropukotine na spoju kompozitni ispun-zub.

Kod primene kompozita u kavitetima bočnih zuba, deformisanje zidova kaviteta može delimično kompenzovati kontrakcijski napon i uzrokovati naprsline gleđi, a nekada i potpune frakture kvržica [89]. Restaurativni materijal i zubno tkivo bi trebalo da poseduju slične vrednosti modulusa elastičnosti. Kada materijal koji zamenjuje izgubljeno zubno tkivo poseduje viši modulus elastičnosti, to povećava otpornost takvih materijala na delovanje okluzalnih sila, zbog čega dolazi do češćeg javljanja pukotina u gleđi. Sa druge strane, kod primene materijala sa nižim modulusom elastičnosti, češće se javljaju pukotine u predelu marginalnog spoja kompozit-zub.

Polimerizacioni stres dovodi do nastanka kontraktione pukotine na spoju ispun-zub, što utiče na pojavu postoperativne osetljivosti, mikročurenja i/ili nastanka sekundarnog karijesa. Ukoliko je veza ispuna sa zidovima kaviteta dovoljno jaka da se izbegne formiranje pukotine na spoju, stres koji se razvio unutar materijala može da dovede do nastanka mikropukotina u njemu. Kao posledica ovog fenomena restaurisan zub ostaje pod stresom i tokom funkcije žvakanja. Zbog toga, ukoliko se veličina polimerizacionog stresa koji vodi kontrakciji materijala može smanjiti, konačan rezultat uspešnosti kliničke primene kompozitnih sistema se može unaprediti.

U nameri da se umanjí polimerizaciona kontrakcija, istraživači su najviše usmerili svoja ispitivanja u promeni sastava materijala ili mehanizma započinjanja polimerizacionog procesa.

Ove modifikacije se pre svega odnose na sastav punioca kompozita, a u skorašnje vreme i organskog matriksa, ali i uvođenjem alternativnih matriksa kao što su silorani i ormoceri.

2.11. Mikrocurenje

Pozitivna svojstva kompozitnih materijala, kako je u kliničkoj praksi primećeno, kompromituje nastanak mikropukotine između zida kaviteta i ispuna usled polimerizacione kontrakcije i neusklađenog koeficijenta termičke ekspanzije kompozita i čvrstih zubnih tkiva, što ima za posledicu prodor mikroorganizama, toksina i oralnih fluida prema pulpi [61].

Mikrocurenje se definiše kao klinički neotkriveno prodiranje tečnosti, bakterija, molekula ili jona između zida kaviteta i ispuna [90]. Posledice, tj. kliničke manifestacije mikrocurenja jesu marginalna diskoloracija ispuna, postoperativna osetljivost zuba, pojava sekundarnog karijesa i oštećenje pulpe zuba.

Primena mikromehaničke veze između gleđi i kompozita znatno je smanjilo pojavu mikrocurenja, ali je rezultat kliničkog istraživanja koji su sprovedli Petrović i sar. [91] pokazao da je za kompletnu eliminaciju mikropukotine i fenomena mikrocurenja neophodno ostvariti adhezivnu vezu i u dubljim slojevima kaviteta, tj. između dentina i kompozitnog materijala. Upotrebom dentin-vezujućih sredstava u restaurativnoj stomatologiji, odnosno formiranjem adhezivne veze između dentina i kompozitnog sistema, znatno je poboljšan kvalitet rubnog zatvaranja kompozitnih ispuna, što je doprinelo smanjenoj učestalosti pojave mikrocurenja. Uzimajući u obzir da u kliničkoj praksi veći deo površine kaviteta koja učestvuje u formiranju adhezivne veze čini dentin, kao i da je struktura i sastav dentina kompleksnija u odnosu na gleđ (dentin je vitalno tkivo), savremena istraživanja idu u pravcu iznalaženja problema ostvarivanja predvidljive i dugotrajne adhezivne veze kompozitnog materijala i dentinskog tkiva.

Postoje različite laboratorijske tehnike koje ispituju kvalitet marginalnog spoja kompozitnih ispuna i površine zuba. Među njima su najčešće primenjivane Skening Elektronska Mikroskopija (SEM) i pasivan prodor boje u mikroprostor spoja zuba i ispuna. Mikroskopskom analizom ivica kaviteta može da se utvrdi curenje i omogući predstavljanje uopštenog kliničkog ponašanja restaurativnih materijala. Prodor boje na spoju kompozita i zuba omogućava jasan prikaz curenja usled korišćenja jarkih, kontrastnih, organskih boja (fuksin, metilensko plavo), fluorescentnih boja, srebro-nitrata, radioaktivnih markera, bakterija.

Potencijalni izvor greške primenom ovog načina ispitivanja kvaliteta marginalnog spoja kompozitnih ispuna i zubne supstance je vezivanje boje, kako za površine zuba, tako i za restaurativni materijal. Nepraktično je upotrebljavati čestice boje čiji je dijametar veći od unutrašnjeg dijametra dentinskih kanalića (1-4 μm). Na taj način bi se prikazivalo samo prebojavanje dentina, a trebalo bi da naglasi pukotinu između zuba i ispuna [92]. Sa druge strane, fluorescentne boje hemijski ne reaguju sa adhezivnim sistemima, pa obojene molekule mogu da penetriraju dublje u dentinske tubule, nego što to čini adhezivni sistem, čime se kompromituju dobijeni rezultati [93]. Još jedan nedostatak primene ove metodologije je činjenica da je veličina čestice boje znatno manja od molekula bakterijskih toksina, što dovodi do toga da dobijeni rezultati nisu uporedivi sa kliničkom situacijom [94].

2.12. Konfiguracioni factor (“C-faktor”)

Tokom celokupnog polimerizacionog procesa javlja se plastična deformacija ili tečenje kompozitne smole kako bi se parcijalno kompenzovao nastali stres. Ova ireverzibilna plastična deformacija nastaje tokom ranih stadijuma polimerizacionog procesa, kada kontrakcioni stres prevazilazi granice elastičnosti restaurativne smole. Kako se polimerizacioni proces nastavlja, skupljanje i tečenje se postepeno smanjuju jer rigidnost materijala raste. Ova kompenzacija tečenjem je određena konfiguracionim faktorom restauracije (“C-faktor”) [95].

Na stepen polimerizacione kontrakcije i distribuciju napona takođe utiču veličina i dizajn kaviteta. Još 1987. godine, *Feilzer* i njegovi saradnici su objavili rad, u kojem je *in vitro* istraživano zatežno ponašanje adhezivnih materijala u različito klinički simuliranim situacijama u odnosu na oblik kaviteta. U tom smislu analizirani su cilindrični kaviteti različitih dimenzija i definisan je konfiguracioni faktor, tj. odnos vezanih i slobodnih površina kaviteta.

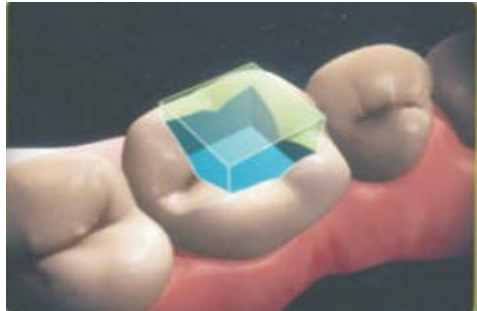
Broj vezanih površina (neaktivnih u tečenju)

“C-faktor” = —————

Broj nevezanih površina (aktivnih u tečenju)

U pomenutom istraživanju zaključeno je da konfiguracioni faktor određuje tenziono ponašanje adhezivnih materijala postavljenih u kavitete. Kod istog materijala sa manjim “C-faktorom” omogućeno je povećano tečenje, zbog čega je došlo do razvitka manjeg stresa na

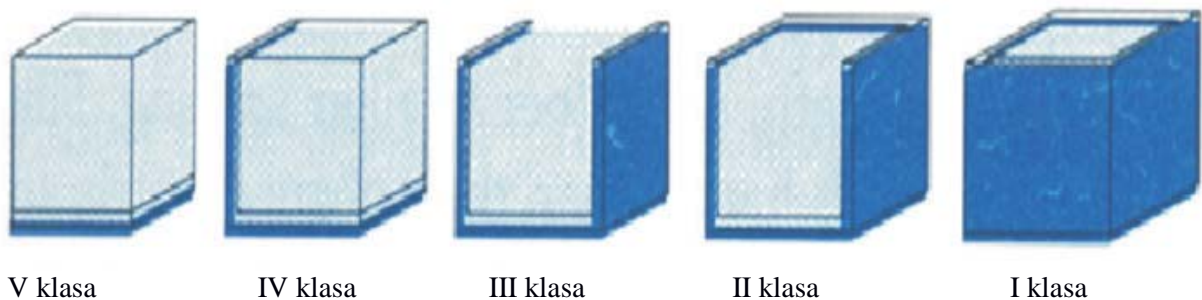
dodirnoj površini materijala i zubne supstance. Takođe, utvrđeno je da I i II klasa imaju najveći “C-faktor”, čineći ih najviše podložne uticaju i efektima polimerizacionog stresa (Slika 7).



Slika 7. Klasa I sa najvećim “C-faktorom”

Ova studija se naširoko koristila kao referenca od kad je objavljena jer je predstavljala značajan napredak u razumevanju zateznog ponašanja materijala postavljenog u kavitet [96].

Generalno, veći broj vezanih površina vodi razvitku većeg stresa, s obzirom na to da je tečenje kompozitnog materijala ograničeno na malu, nevezanu površinu. Ova činjenica objašnjava zašto je ostvarivanje adhezivne veze kod IV klase (“C-faktor” je 1) zadovoljavajuće, dok se marginalni defekti najčešće javljaju kod kaviteta I klase (“C-faktor” je 5) (Slike 8 i 9). Postoji nekoliko preporučenih metoda, kojima se smanjuju negativni efekti razvitka polimerizacionog stresa u kavitetima sa visokim “C-faktorom”. Pored primene inkrementalne tehnike postavljanja kompozitnog ispuna, postavljanje tečnog kompozita ili glas jonomer cementa kao lajnera koji poseduju nizak elastični modul, utiče na smanjenje polimerizacionog stresa sa svim svojim negativnim posledicama.



Slika 8. Odnos vezane i nevezane površine i veličina “C-faktora”



Slika 9. “C-faktor” V, IV,III, II i I klase izražen u brojčanim vrednostima

2.13. Predložene tehnike za smanjenje polimerizacione kontrakcije

I Postavljanje lajnera kao stres-apsorbujućeg sloja

Nekoliko kliničkih metoda se predlaže u cilju smanjenja negativnih efekata pojave polimerizacione kontrakcije. Jedan od načina za smanjenje efekta kontrakcionog stresa je postavljanje lajnera sa niskim modulusom elastičnosti između zuba i kompozitnog materijala. Ovo doprinosi znatno ujednačenijoj distribuciji stresa duž adhezivnog spoja i preuzimanju uloge stres-apsorbujućeg sloja [97,98]. Zahvaljujući niskom sadržaju punioca, tečni kompoziti poseduju manji modulus elastičnosti za 20-30% [99] i veću sposobnost deformacije u poređenju sa konvencionalnim kompozitima, a to doprinosi manjem razvoju polimerizacionog stresa kompozitne smole koja se postavlja preko njih [83]. Zahvaljujući niskoj viskoznosti, pojednostavljeno postavljanje tečnih kompozita brizgalicom i aplikatorom rezultuje u zadovoljavajućoj adaptaciji materijala u odnosu na zidove kaviteta. Takođe, tečni kompoziti su pseudoplastični što znači da postaju tečniji tokom aplikovanja u kavitet brizgalicom [100].

II Inkrementalno postavljanje kompozita u kavitet

Drugi način pristupanja rešavanju ovog problema je inkrementalno postavljanje kompozitnog materijala u kavitet. Objašnjenje za primenu ovog pristupa leži u činjenici da postavljanje u slojevima (inkrementima) značajno smanjuje premošćavanje zidova kaviteta za vreme polimerizacionog procesa, kao i da se nastanak stresa u materijalu smanjuje kada se postavlja u manjim porcijama. Prednost primene inkrementalne tehnike u cilju smanjenja polimerizacione kontrakcije je još uvek kontraverzna i pod znakom pitanja [101]. Inkrementalna tehnika postavljanja kompozitnih ispuna (horizontalna, vertikalna, kosa) doprinosi smanjenju stresa usled smanjenja volumena kompozitnog materijala koji se unosi u

kavitet po slojevima i “C-faktora” [102]. Međutim, još uvek nije utvrđeno koji način ređanja pojedinačnih slojeva doprinosi kvalitetnijoj marginalnoj adaptaciji kompozitnih ispuna prema zidovima kaviteta. Nijedna od primenjivanih metoda nije u potpunosti uspešno rešila problem nastanka stresa i polimerizacione kontrakcije.

III Eliminacija jedinstvene tačke stresa

Eliminacijom jedinstvene tačke stresa, centralno postavljene, poboljšava se marginalna adaptacija kompozitnog materijala. Ovo je utvrđeno u studiji Petrović i sar. u kojoj je metalni kočić (*pin*) postavljen u centralni deo kaviteta tokom postavljanja prvog sloja kompozitnog materijala. Osnovna ideja primene *pin*-a bila je da se postavljanjem u geometrijski centar kaviteta eliminiše mesto gde je nastali stres najveći, kako bi se modifikovala njegova distribucija tokom polimerizacionog procesa. Primenom *pin*-a sekundarno se formira cilindrični kavitet dimenzija *pin*-a, koji se potom ispunjava drugim slojem tečnog kompozita. Prednost primene ove metode je u tome što je površina nevezanog kompozita povećana, a istovremeno je smanjen volumen kompozitnog materijala koji se unosi u prvom sloju u kavitet [103]. Na opisan način kompozitni ispun se postavlja u kavitet modifikovanom inkrementalnom tehnikom sa primenom *pin*-a.

IV Primena različitih modusa svetlosne polimerizacije

Još jedna od predlaganih tehnika za smanjenje polimerizacione kontrakcije je promena režima polimerizacije svetlosno aktivirajućih kompozitnih smola, čime može da se utiče na smanjenje pojave marginalne pukotine.

Generalno, korišćenjem svetlosnog izvora sa većim intezitetom emitovane svetlosne energije dolazi do bržeg nastanka polimerizacione kontrakcije [104]. Sa druge strane, svetlost manjeg inteziteta dovodi do manjeg stepena polimerizacije i dopušta više vremena za preoblikovanje molekula, umanjujući polimerizacionu kontrakciju.

Primenom nižeg inteziteta svetlosti za aktiviranje procesa polimerizacije kompozitnih materijala, dolazi do formiranja manjeg broja slobodnih radikala u poređenju sa primenjenim većim intezitetom svetlosti. Manji nivo slobodnih radikala uzrokuje inicijalno izraženiju linearnu polimerizaciju i odloženu interakciju između susednih lanaca polimernih molekula, tj.

umrežavanje. Na ovaj način se odlaže dostizanje gel tačke i smola ostaje duže u svom viskoznom stanju. Sa druge strane, ukoliko se primeni visok intezitet svetlosti, umrežavanje se brže odvija i formiraju se tzv. lokalizovani mikrogelovi. Oni se ponašaju kao čestice punioca i povećavaju viskoznost materijala, delujući kao “sunderi“ koji, kako se uvećavaju, privlače monomere sebi i formiraju mrežastu strukturu. Kao rezultat ovog procesa, viskozno tečenje nestaje i počinje da se razvija stres sa napredovanjem polimerizacionog procesa [105].

Kompozitna restauracija treba da primi dovoljnu gustinu svetlosne energije, jer u suprotnom dolazi do smanjenja stepena konverzije, što dalje rezultuje u povećanju citotoksičnosti [40], trošenju materijala i smanjenoj tvrdoći [106,107].

Primenom standardne procedure svetlosne polimerizacije kompozitnih materijala, dostizanje gel tačke se javlja na samom početku polimerizacionog procesa. Upravo zbog toga, odlaganje dostizanja gel tačke može usporiti nastanak stresa, što uključuje i produžetak perioda viskoznosti praćen povećanim tečenjem materijala i smanjivanjem krajnjeg polimerizacionog stresa [108]. Polimerizacioni stres se ne pojavljuje sve dok se visko-elastično svojstvo kompozita ne promeni iz viskoznog i viskozno-elastičnog u elastično stanje, što je u stvari dostizanje gel tačke [109]. U viskoznom stadijumu ne dolazi do razvitka stresa jer smola kompenzuje pritisak skupljanja upravo tečenjem. Nakon toga, stres nastaje jer je restaurativni materijal adhezivno vezan za zidove kaviteta i nije više u mogućnosti da se slobodno skuplja [110].

Soft start polimerizacija se odvija u dva koraka i koncipirana je tako da se primeni slabiji intezitet svetlosne energije koja eksponencijalno raste u prvih 15 sekundi kako bi se produžila gel faza, a zatim se u preostalih 25 sekundi primenjuje maksimum inteziteta svetlosti (700 mW/cm²) kako bi se osigurala maksimalna konverzija. Značajno smanjenje stresa je uočeno primenom ovog koncepta svetlosne polimerizacije [111]. Veoma je važno poznavati minimum inteziteta emitovane svetlosne energije koji treba primeniti kada se vrši dvofazna polimerizacija kako bi se postigao zadovoljavajući stepen konverzije i osigurala optimalna mehanička svojstva kompozitnog ispuna. Veličina inicijalne polimerizacione kontrakcije se povećavala kada je primenjeni intezitet svetlosti porastao sa 60 na 100 i 150 mW/cm². Zaključeno je da inicijalni intezitet svetlosti treba da bude toliko nizak kako bi se polimerizovao što veći deo materijala, dok je on još uvek u lako deformišućem stadijumu i sa niskim modulusom elastičnosti [112]. Smanjenjem inicijalnog inteziteta svetlosne energije, usporava se brzina polimerizacionog procesa svetlosno aktivirajućih kompozitnih smola i na taj način se ostvaruje bolji marginalni

integritet ispuna jer se sporije razvija kontrakcioni stres koji se smatra glavnim uzročnikom nastanka mikropukotine na spoju kompozitnog ispuna i zidova kaviteta [113]. Takođe, u istraživanju koje su sprovedi *Koran* i *Kurschner* utvrđeno je da su post-polimerizaciona svojstva kompozitnih ispuna (stepen konverzije monomera u polimere, mikrotvrdoća, otpornost na istezanje) značajno poboljšana primenom ove tehnike svetlosne polimerizacije [114].

Pulsno-odložena ili diskontinuirana svetlosna polimerizacija je bazirana na rezultatima brojnih studija, uključujući i primenu teorije viskoelastičnosti, koji su pokazali da se najveći deo napona skupljanja kompozita razvija u prvim sekundama svetlosne polimerizacije [115]. Napon se razvija i pri niskom početnom intezitetu svetlosti, pa je potrebno dozvoliti period relaksacije napona, što se može postići prekidom svetlosne polimerizacije. Naime, pulsno-odloženom (diskontinuiranom) svetlosnom polimerizacijom je uveden interval relaksacije (*dark interval*) između prvog, kratkotrajnog pulsa i finalne, kontinuirane polimerizacije. Jedno od mogućih objašnjenja za smanjenje stresa primenom diskontinuirane svetlosne polimerizacije uključuje fenomen gelacije i nastanak modulusa elastičnosti tokom polimerizacionog procesa. Polimerizaciona kontrakcija može biti kompenzovana preoblikovanjem molekula polimernog lanca pre dostizanja modulusa elastičnosti [107]. Nakon toga, u kompozitu nastavlja da se razvija kontrakcioni stres kako se pokretljivost molekula smanjuje i stepen konverzije materijala raste. Međutim, uvođenjem pauze (odlaganjem nastavka svetlosne aktivacije), stres se može umanjiti tečenjem polimera i njegovom deformacijom [116]. *Lim* i sar. u svojoj studiji predlažu da interval relaksacije treba da traje 2 minute [112], dok su *Uno* i sar. utvrdili značajno poboljšanje marginalne adaptacije kada je ovaj interval trajao 10 sekundi [117]. U prvoj navedenoj studiji 2 minute intervala relaksacije je izabrano na osnovu dobijenih vrednosti volumetrijske kontrakcione krive živinog dilatometra. Takođe, u istoj studiji je utvrđeno da se primenom nižeg početnog inteziteta svetlosti postiže zadovoljavajući stepen konverzije, a kontrakcija materijala odlaže sve dok je očuvana pokretljivost molekula unutar polimerne mreže.

Drugo objašnjenje za smanjenje stresa primenom navedene svetlosno-aktivirajuće metode je da dolazi do manje izraženog umrežavanja polimernih lanaca i do formiranja linearnije strukture polimernih lanaca [118]. Veći nivo unakrsnog povezivanja lanaca polimerne mreže je uglavnom povezan sa višim modulusom elastičnosti kompozitnih materijala [119]. Zbog toga, veličina nastalog stresa može biti umanjena primenom diskontinuirane polimerizacije jer materijal dostiže značajan stepen konverzije, skoro 50% od ukupne vrednosti, u fazi posedovanja veoma niske krutosti [120].

V Zagrevanje kompozitnih materijala

U poslednje vreme se sve više ispituje uticaj temperature na polimerizacionu kontrakciju i nastanak kontrakcionog stresa kompozitnih materijala. Zagrevanjem dolazi do smanjenja viskoznosti i pojačanog tečenja, čime je olakšano postavljanje kompozitnih materijala (posebno u uglastim delovima kaviteta). Na ovaj način može da se poboljša adaptabilnost i smanji mikročurenje kompozitnih ispuna [121].

Temperatura je jedan od brojnih faktora koji utiču na efikasnost polimerizacije kompozita. Zahvaljujući poboljšanoj pokretljivosti monomera na višim temperaturama, polimerizacioni proces postaje intenzivniji pre dostizanja gel tačke. Ubrzana polimerizacija na višim temperaturama vodi izraženijoj aktivaciji monomernih molekula, povećanom nastanku stresa i bržem dostizanju gel tačke [122]. Visok stepen aktivacije je poželjan zbog veće krajnje konverzije dvostrukih veza i izraženijeg umrežavanja polimernih lanaca, što vodi kvalitetnijim mehaničkim svojstvima materijala. Međutim, nastali kontrakcioni stres ugrožava postojanost adhezivne veze, pogotovo sa dentinom [123]. U istraživanju o uticaju zagrevanja kompozita na proces svetlosne polimerizacije, utvrđeno je da porastom temperature dolazi do porasta konverzije dimetakrilatnih monomera, ali samo do određene granice porasta temperature. Preko te granice, dolazi do pada konverzije monomera. Ovaj fenomen se objašnjava isparavanjem reaktanata i razgradnjom fotoinicijatora u smoli [124]. Za monomere tipa Bis-GMA i Bis-EMA, ovaj limit je na oko 90°C [125].

Iako se tvrdi da svetlosno aktiviranje kompozita na višim temperaturama vodi izraženijoj polimerizacionoj kontrakciji, *Lohbauer* i sar. su u svom istraživanju pokazali da je zagrevanje kompozita uzrokovalo značajan efekat na stepen konverzije i polimerizacionu kontrakciju u merenjima izvršenim 5 minuta nakon svetlosne aktivacije. Međutim, rezultati dobijeni nakon 24 časa nisu se statistički razlikovali u odnosu na one koji su dobijeni kad kompozitni ispuni nisu zagrejani postavljeni u dentinske kavitete [126].

Viskoelastično ponašanje i kinetika reakcije kompozita zavise od temperature. Porastom temperature, ubrzava se reakcija polimerizacije i poboljšava se umrežavanje polimernih lanaca. Uzimajući u obzir činjenicu da kompoziti verovatno dostižu temperaturu u opsegu 30-37°C ubrzo nakon postavljanja u kavitet [127], verovatno i pre same svetlosne aktivacije, postavlja se pitanje o mogućnostima kliničke primene rezultata istraživanja dobijenih u laboratorijskim uslovima koji se uglavnom izvide na sobnim temperaturama. Takođe, u kliničkim uslovima je teže održati povišenu temperaturu kompozita konstantnom, zbog vremena koje je potrebno za

postavljanje kompozitnog ispuna u kavitet, njegovo oblikovanje i svetlosnu polimerizaciju. U studiji koju su sprovedi *Daronch* i sar. utvrđeno je da kompozitnom ispunu zagrejanom na 60°C temperatura opadne za 50% nakon 2 minute i 90% nakon 5 minuta [128]. Zato je veoma važno ispitati uticaj zagrevanja kompozita u ne-izotermičkim uslovima, kako bi se simulirala realna klinička situacija.

Zagrevanje kompozita na visoke temperature nije povoljno, iz razloga što povećanje temperature pulpe za više od 6,5°C dovodi do njenog oštećenja [129], praćenom pojavom bola i nekroze pulpe zuba. *Lohbauer* je u svom istraživanju merio porast temperature pulpe na udaljenosti 2 mm od kompozita. Utvrđeno je da temperatura kompozita od 68°C vodi povećanju temperature pulpe od samo 1,2°C. Uobičajen porast temperature pulpe za oko 4,2°C u toku svetlosne aktivacije, predstavlja efekat nastao kombinacijom egzotermne polimerizacione reakcije i svetlosti koju emituje odgovarajući izvor [126].

U studiji koju su sprovedi *Calherios* i sar. utvrđeno je da 5 sekundi svetlosne aktivacije kompozitnog ispuna zagrejanog na 40-60°C dovodi do smanjenja krajnjeg stresa za 47-55%, u poređenju sa svetlosnom polimerizacijom kompozita na sobnoj temperaturi u trajanju 20 sekundi. Takođe, i stepen konverzije je bio isti ili čak veći u prvoj pomenutoj grupi [130]. Skraćanjem vremena potrebnog za svetlosnu polimerizaciju na ovaj način, klinička primena kompozitnih materijala postala bi još jednostavnija i brža.

VI Primena monomera koji nemaju dimetakrilatnu osnovu

Među novijim modifikacijama polimernog matriksa koji doprinose smanjenju veličine polimerizacione kontrakcije je i primena molekula silorana. Polimerizacija ovih molekula se zasniva po principu otvaranja prstena, za razliku od slobodno-radikalske polimerizacije dimetakrilatnih kompozitnih smola. Ovi monomeri "otvaraju" svoju molekulsku strukturu sa lokalizovanim volumetrijskom ekspanzijom, što može parcijalno ili u potpunosti kompenzovati polimerizacionu kontrakciju kompozitnih materijala [131].

VII Primena drugih tipova fotoinicijatora i inhibitora polimerizacije

Primenom kompozitnih materijala sa većom koncentracijom inhibitora polimerizacije (2,6-Di-tert-butyl-4-methyl-phenol=BHT), *Braga* i *Ferracane* su u svom istraživanju utvrdili

da dolazi do smanjenja stepena polimerizacije i kontrakcionog stresa, bez značajnijeg kompromitovanja krajnjeg stepena konverzije [132].

Brojni fotoinicijatori su predlagani kao alternativa kamforhinonu koji je do sad najčešće primenjivan u kompozitnim materijalima. Među njima su fenil-propandion, mono- ili bi-acilfosfatni oksidi (MAPO i BAPO), benzoil germanium i drugi. Pored toga što doprinose poboljšanju estetskih svojstava kompozita, smanjujući sadržaj kamforhinona koji daje žućkastu nijansu kompozitima, poboljšavaju efikasnost polimerizacije. Primena fenil-propandiona kao zamena za deo od ukupnog količinskog sadržaja kamforhinona smanjuje nastanak stresa sa istim stepenom konverzije i otpornosti na rastvorljivost kompozita [133]. Takođe, primenom MAPO fotoinicijatora umesto kamforhinona, povećava se stepen konverzije čak i u kraćem vremenu emitovanja svetlosti konvencionalnih halogenih lampi [134].

2.14. Bulk-fill kompozitni materijali

Intezitet emitovane svetlosne energije koja prolazi kroz kompozitni ispun se eksponencijalno smanjuje povećanjem njegove debljine [135]. Zbog toga je potrebno obezbediti ograničavajuću debljinu sloja kompozitnog materijala od 2 mm ili manje, kako bi svetlost penetrirala kroz njega, radi ostvarivanja adekvatne polimerizacije, što doprinosi poboljšanju fizičkih svojstava [136], marginalnoj adaptaciji [137] i smanjenju citotoksičnosti kompozitnih smola. Naime, neadekvatna svetlosna polimerizacija može da rezultuje u smanjenoj konverziji organske komponente kompozitnih smola usled čega zaostaje veći sadržaj rezidualnog monomera u materijalu. Ovaj rezidualni monomer, pored toga što doprinosi lošijim mehaničkim karakteristikama kompozitnog materijala, povećava citotoksičnost [138].

Jedna od prednosti primene inkrementalne tehnike je smanjenje polimerizacione kontrakcije sa svim negativnim posledicama koje uzrokuje. Ali, uprkos svojim pozitivnim stranama, ova tehnika ima i pojedine mane kao što su:

- Mogućnost inkorporiranja šupljina ili kontaminacija između slojeva kompozita
- Neuspešno formiranje veze između slojeva
- Produženo vreme potrebno za postavljanje i polimerizovanje svakog pojedinačnog sloja [139], što je nepovoljno sa kliničkog aspekta.

U nekoliko studija se došlo do zaključka da tehnika postavljanja kompozita u slojevima (inkrementalna tehnika) i *bulk* tehnika mogu biti podjednako uspešne u pogledu ostvarivanja adekvatne marginalne adaptacije kompozitnih materijala i zidova kaviteta [43,140]. U poslednje vreme, sa porastom broja dostupnih materijala na stomatološkom tržištu predviđenih za postavljanje u kavitete u jednom sloju, a usled jednostavnosti primene, njihova popularnost među kliničarima značajno je porasla. Nekoliko proizvođača je razvilo *bulk-fill* kompozitne smole koje se mogu postaviti u kavitete u slojevima debljine do 4 mm. Na taj način je značajno skraćeno vreme koje pacijent provede u stolici, a proces postavljanja kompozitnih materijala u dentalne kavitete postaje manje stresan.

Autori nekoliko istraživanja su dali preporuke koja svojstva treba da poseduju *bulk-fill* kompozitni materijali. To su: niska vrednost polimerizacione kontrakcije; fluidnost koja omogućava zadovoljavajuću marginalnu adaptaciju; jednostavno rukovanje; optimalna fizička svojstva i povećana debljina materijala koji se svetlosno polimerizuje, koja može da iznosi i do 4 mm [141,142]. Jedan od pristupa za ostvarivanje ovih zahteva je i da materijal bude translucantan, tj. da omogući visoku transmisiju svetlosti [143]. Transmisija svetlosti kroz kompozitne materijale je određena veličinom čestica neorganskog punioca, kao i podudaranjem indeksa prelamanja između čestica punioca i smole, što značajno doprinosi translucenciji i optičkim svojstvima kompozitnih materijala [144]. Nepodudaranje indeksa prelamanja ove dve komponente kompozitnih materijala dovodi do jačeg rasejavanja svetlosti na dodirnoj površini matriksa i punioca i nastanka opakih nijanse [145]. Pored superiornije estetike, primena čestica punioca veličine ≤ 400 nm doprinosi izvrsnoj translucenciji [146]. Takođe, pigmenti mogu uticati na transmisiju svetlosti i translucenciju materijala. U tamnijim nijansama kompozita, može doći do rasejavanja, smanjenja translucencije i slabljenja inteziteta svetlosti koja se koristi za polimerizaciju, čime se ona kompromituje [147].

Prema viskoznosti, konvencionalni i *bulk-fill* kompoziti se mogu podeliti na nisko-viskozne i visoko-viskozne. Visoko-viskozni kompozitni materijali sadrže veći procenat neorganskog sadržaja. Nisko-viskozni ili tečni kompoziti se bolje adaptiraju prema zidovima kaviteta, posebno kod neregularnih površina i pokazuju veći stepen polimerizacione kontrakcije i slabija mehanička svojstva zahvaljujući niskom udelu punioca. Zbog inferiornih mehaničkih svojstava, nisko-viskozni *bulk-fill* kompoziti zahtevaju prekrivanje sa visoko-viskoznom kompozitom u sloju debljine od bar 2 mm, prilikom postavljanja restauracija koje će biti izložene okluzalnom stresu [148]. *Dijken* i sar. su utvrdili da *bulk-fill* kompoziti koji su okluzalno prekrivani sa hibridnim kompozitima u sloju od 2 mm, daju uporedive kliničke

rezultate sa konvencionalnim, inkrementalno postavljenim kompozitima [149]. Međutim, bez obzira na sve prednosti primene *bulk-fill* kompozita, mehanička svojstva su im znatno slabija u poređenju sa konvencionalnim kompozitima [150], pa u kliničkom radu ne mogu u potpunosti zameniti konvencionalne kompozite.

Zasnovani na stres umanjujućoj tehnologiji, na tržištu stomatoloških materijala su se poslednjih godina pojavili tečni kompoziti (*SDR*) koji se koriste kao dentinski zamenici, a postavljaju se ispod konvencionalnih kompozitnih materijala. Reološka svojstva ovog materijala su mu omogućila dobru adaptaciju za zidove kaviteta. Polimerizacioni modulator, patentirani uretan-dimetakrilat je hemijski ugrađen u smolu, što rezultuje sporijem razvitku modulusa elastičnosti i smanjenju stresa, ali bez smanjenja stepena konverzije [151,152]. Laboratorijska ispitivanja su utvrdila da je polimerizacioni stres nastao primenom *SDR* tečnog kompozita bio značajno manji u poređenju sa drugim konvencionalnim tečnim kompozitima i uporediv sa nisko-skupljajućim kompozitnim smolama [153,154]. Međutim, vrednosti modulusa elastičnosti i tvrdoće ovih materijala su značajno niže u poređenju sa bilo kojim mikro ili nanohibridnim kompozitima, zbog čega se postavljaju ispod njih kako ne bi direktno učestvovali u okluziji [155].

Povećanje dubine polimerizacije se može postići promenom veličine i količine čestica punioca, ali i primenom monomera veće molekulske težine u sastavu kompozitnih materijala. Stepem konverzije kompozitnih smola na bazi Bis-GMA smanjuje se povećanjem njihove debljine koji se svetlosno polimerizuje [156]. Ovom idejom su se vodili proizvođači *SDR*[®], gde je ugrađen modulator polimerizacije u smolu velike molekulske težine na bazi uretan-dimetakrilata, koji odlaže dostizanje gel faze čime se umanjuje polimerizaciona kontrakcija, bez uticaja na stepen konverzije [151]. Zahvaljujući fleksibilnosti dela molekula monomera UDMA oko centralno postavljenog modulatora, optimizirana je strukturna mreža *SDR*[®] smole, dok su izmerene vrednosti stresa značajno umanjene [157], ne samo u poređenju sa tečnim, već i sa nano i hibridnim kompozitnim smolama ili čak sa nisko-skupljajućim kompozitnim materijalima na bazi silorana [151]. Dodatno, *SDR*[®] kompozitna smola sadrži više fleksibilnog monomera na bazi TEGDMA što uzrokuje nisku viskoznost ovog materijala [158].

Jedan od retkih *bulk-fill* kompozita koji ne zahteva prekrivanje slojem konvencionalnog kompozita u kliničkoj primeni je ultrazvučno-aktiviran *bulk-fill* sistem-*SonicFill*. Reološki modifikator koji sadrži reaguje sa ultrazvučnom energijom aplikovanom iz posebnog uređaja uzrokujući pad viskoznosti i do 87% prilikom postavljanja u kavitet. Na ovaj način se značajno

poboljšava adaptacija kompozita prema zidovima kaviteta bez pojave neželjenih blaznica vazduha ili drugih šupljina. Po prestanku delovanja ultrazvučne energije, kompozit ponovo postaje viskoziji što omogućava olakšano rukovanje i oblikovanje ispuna.

Različite strategije su primenjivane kako bi se povećala dubina svetlosne polimerizacije. Na primer kod *Tetric Evo Ceram Bulk Fill* kompozitne smole je pored regularnog kamforhinon/amin inicijatorskog sistema, dodat još i inicijator na bazi germanijuma, tzv. *Ivocerin* [159]. Pretpostavlja se da ovaj novi inicijator ima veću svetlosno polimerizujuću aktivnost od kamforhinona, usled veće apsorpcije svetlosti u opsegu talasnih dužina 400-450 nm i može biti korišćen bez amina kao koinicijatora. Svetlosnim aktiviranjem *Ivocerina*, najmanje dva radikala sposobna da iniciraju radikalsku polimerizaciju se formiraju, dok je samo jedan poznat u kamforhinon/amin sistemima, čineći ga efikasnijim u inicijaciji polimerizacije.

2.15. Skening Elektronska Mikroskopija

Kvalitet marginalnog spoja kompozitnih ispuna može da se ispituje direktno ili indirektno, kliničkim i laboratorijskim metodama. Kliničke metode podrazumevaju primenu USPHS ili FDI kriterijuma. U laboratorijske metode se ubrajaju:

- Ispitivanje jačine adhezivne veze (istezanje, smicanje, istiskivanje);
- Test prodora boje (mikrocurenje);
- Evaluacija marginalne adaptacije analizom marginalnog spoja kompozit-zub skening elektronskom mikroskopijom.

Skening Elektronska Mikroskopija (SEM) se koristi za prikazivanje zubnih struktura i eventualnog prodora mikroorganizama duž spoja sa restaurativnim materijalima. Posедуje brojne prednosti u analizi površine i naširoko se primenjuje za ispitivanje kvaliteta marginalne adaptacije dentalnih ispuna. Takođe, SEM omogućava veliku dubinu fokusa i posmatranja pri velikim ili malim uvećanjima sa brojnim drugim mogućnostima [160].

Poznato je da SEM zahteva primenu kompletno dehidriranih uzoraka zuba. Usled prisustva određenog sadržaja vode u dentinu, proces dehidratacije zuba treba da se izvrši kako bi bilo omogućeno adekvatno posmatranje uzoraka ovom metodom. Međutim, utvrđeno je da postojeće marginalne pukotine postaju šire nakon dehidratacije zubnih tkiva [161]. Zbog toga se preporučuje posmatranje pozitivnih epoksi replika umesto dehidriranih uzoraka kada se

marginalna adaptacija kompozitnih ispuna ispituje analizom SEM mikrofotografija. Ove epoksi replike omogućavaju posmatranje uzoraka dobijenih *in vivo* ili *in vitro* [160]. Replike treba posmatrati u paralelnoj ravni kako bi se izvršila odgovarajuća merenja. Male promene angulacije mogu dovesti do toga da marginalna pukotina izgleda manja nego što jeste [162].

Ispitivanje marginalne adaptacije i test prodora boje su metode koje se koriste za evaluaciju spoja zuba i ispuna. Dok test prodora boje omogućava posmatranje dubine marginalnog defekta, ispitivanje marginalne adaptacije omogućava merenje njegove širine i identifikaciju marginalnih iregularnosti. Takođe, studije koje primenjuju test prodora boje baziraju se na subjektivnom, kvalitativnom pristupu definisanih kriterijuma bez uključivanja kvantitativne komponente. Analiziraju se samo manji segmenti spoja u poređenju sa studijama ispitivanja marginalne adaptacije gde se posmatra kompletan marginalni spoj kompozitnog ispuna i zuba.

Evaluacija marginalne adaptacije SEM analizom može da se vrši kvalitativnim merenjima prodorom boje duž spoja zuba i ispuna ili kvantitativno. Kvantitativna analiza se najčešće primenjuje u istraživanjima vezanim za ispitivanje marginalne adaptacije. Suštinski, ova merenja predstavljaju kvantitativni pristup različitim kvalitativnim kriterijumima. Kvalitet ispitivanog spoja se opisuje na osnovu rezultata merenja dužine marginalne pukotine na SEM mikrofotografijama. Procenti odnosa dužine marginalne pukotine u odnosu na celokupnu dužinu marginalnog spoja zub-ispun se mogu izračunavati prema različitim kategorijama [162].

Kvantitativne analize spoja se opisuju pomoću kriterijuma različite kompleksnosti. *Sabatini* je 2007. i 2010. godine identifikovao sedam kriterijuma kvaliteta marginalnog spoja koje je rangirao od savršenog spoja do pukotine širine više od 5 mikrometara. Za potrebe statističke analize, ovaj broj kategorija je kasnije umanjen na četiri, i na kraju na dve kategorije: sa pukotinom; bez pukotine [163]. Analize zasnovane na kriterijumima zadovoljava- ne zadovoljava, ne razlikuju marginalnu nepravilnost sa marginalnom pukotinom, što može imati različit klinički uticaj na dugotrajnost ispuna. Sa druge strane, previše kriterijuma smanjuje pouzdanost dobijenih rezultata.

3. CILJ RADA I ZADACI ISTRAŽIVANJA

Cilj istraživanja doktorske teze je poređenje uticaja različitih tehnika postavljanja ispuna i svetlosne polimerizacije na marginalnu adaptaciju kompozitnih ispuna u dentinskim kavitetima.

Za bliže ciljeve određeno je:

1. da se utvrdi da li postoji razlika u marginalnoj adaptaciji kompozitnih ispuna svetlosno polimerizovanih kontinuirano i diskontinuirano,
2. da se utvrdi da li postoji razlika u marginalnoj adaptaciji kompozitnih ispuna postavljenih u kavitete *bulk* tehnikom; inkrementalnom tehnikom; kompozit zagrejan pre postavljanja i kompozitni ispun sa centralno postavljenim *pin*-om,
3. da se utvrdi da li postoji razlika u marginalnoj adaptaciji između kompozitnih ispuna postavljenih *bulk* tehnikom i dva *bulk-fill* kompozitna materijala, uz istovetni režim svetlosne polimerizacije,
4. da se utvrdi da li postoji razlika u marginalnoj adaptaciji između dva *bulk-fill* kompozitna materijala, uz istovetni režim svetlosne polimerizacije.

Nulta hipoteza:

1. Ne postoji statistički značajna razlika u marginalnoj adaptaciji kompozitnih ispuna u dentinskim kavitetima postavljenih različitim tehnikama uz istovetni režim svetlosne polimerizacije.
2. Ne postoji statistički značajna razlika u marginalnoj adaptaciji kompozitnih ispuna u dentinskim kavitetima postavljenih istom tehnikom uz različite režime svetlosne polimerizacije.
3. Ne postoji statistički značajna razlika u marginalnoj adaptaciji između kompozitnih ispuna postavljenih *bulk* tehnikom i dva *bulk-fill* kompozitna materijala, uz istovetni režim svetlosne polimerizacije.
4. Ne postoji statistički značajna razlika u razlika u marginalnoj adaptaciji između dva istovetno polimerizovana *bulk-fill* kompozitna materijala.

4. MATERIJAL I METODE ISTRAŽIVANJA

Eksperimentalni deo doktorske teze, imajući u vidu postavljene ciljeve, podeljen je u dva dela. U prvom delu istraživanja marginalne adaptacije merena je dužina marginalne pukotine istog kompozitnog sistema postavljenog i polimerizovanog različitim tehnikama. U drugom delu istraživanja merena je dužina marginalne pukotine dva *bulk-fill* kompozita različitih proizvođača polimerizovanih kontinuirano, prema uputstvu proizvođača. Ispuni svih eksperimentalnih grupa su postavljeni u istovetnim dentinskim kavitetima. Merenje dužine marginalne pukotine je urađeno Skening Elektronskom Mikroskopijom epoksi replika adhezivne veze kompozitnog ispuna i dentina.

Dobijeni rezultati su numerički obrađeni standardnim procedurama deskriptivne i komparativne statistike.

4.1. Izbor i priprema zuba

Ispitivanje marginalne adaptacije kompozitnih ispuna vršeno je na uzorku humanih zuba u laboratorijskim uslovima. Uzorak se sastojao od 100 intaktnih, neizniklih trećih molara gornje i donje vilice izvađenih hirurškim putem na odeljenju Oralne hirurgije Klinike za stomatologiju Vojvodine u Novom Sadu, kao i na odeljenju Oralne hirurgije Doma zdravlja Novi Sad "Jovan Jovanović Zmaj". Iz uzorka su isključeni zubi koji su oštećeni tokom operativnog postupka.

Nakon vađenja, sa krunice i korena zuba isprani su krv i saliva fiziološkim rastvorom i hirurškom kiretom uklonjeni zaostali delovi mekih tkiva. Tako pripremljeni zubi potopljeni su u 0,5% rastvor hloramina temperature 4°C. Nakon sedam dana, zubi su čuvani u dejonizovanoj vodi na temperaturi 4°C, u skladu sa ISO standardom (ISO 3696). Vremenski interval od vađenja zuba do upotrebe u istraživanju ograničen je na tri meseca.

Upotreba humanih zuba za ispitivanje marginalne adaptacije kompozitnih ispuna odobrena je odlukom Etičke komisije Klinike za stomatologiju i Etičkog odbora Medicinskog fakulteta Univerziteta u Novom Sadu.

4.2. Priprema dentina eksperimentalnih grupa

Oralni i bukalni deo krunice zuba je brušen dijamantskim diskom (*Diamantsheibe, Edenta, Switzerland*), kako bi se izložila ravna dentinska površina promera 4x4 mm, uz stalno hlađenje radnog polja vodenim mlazom (Slika 10). Dentinska površina je zatim polirana vlažnim abrazivnim silikon-karbidnim papirom, prvo sa krupnoćom zrna 600 DIN (*SiC 600-grit paper, 3M*), a potom i sa krupnoćom zrna 1000 DIN (*SiC 1000-grit paper, 3M*). Standardizovani cilindrični kaviteti (3 mm dijametar, 3 mm dubina) sa ivicama koje se završavaju u dentinu su preparisani dijamantskim svrdlima (107-126 μm , *No:806 314110514014, NTI-Kahla, GmbH, Germany*) uz obilno hlađenje mlazom vode (Slika 11). Fino granulirana dijamantska svrdla (40 μm , *No:806 314110514014, NTI-Kahla, GmbH, Germany*) su korišćena za finalnu obradu zidova i dna kaviteta. Na svakih 10 ispreparisanih kaviteta, uzimana su nova svrdla za dalji rad.

Kaviteti su pažljivo pregledani lupom i sondom kako bi se proverilo da li postoje nepravilnosti oblika kaviteta i/ili vidljive perforacije komore pulpe zuba. Dijametri ispreparisanih kaviteta su proveravani primenom digitalnog kalipera (*Mitutoyo, Japan*), Slika 12, a dubine kviteta parodontološkom sondom.



Slika 10. Ravna dentinska površina



Slika 11. Cilindrični kavitet u dentinu



Slika 12. Provera dijametra kaviteta digitalnim kaliperom

4.3. Izbor adhezivnih sredstava / kompozitnih sistema

Ispitivanje marginalne adaptacije tri kompozitna sistema u dentinskim kavitetima izvršeno je u *in vitro* uslovima. Kompozitni sistemi, hemijski sastav i proizvođači su prikazani u tabelama 1, 2 i 3.

Tabela 1. Kompozitni sistemi i proizvođači

Adhezivno sredstvo	Kompozit	Proizvođač
<i>Adper Single Bond Plus Adhesive</i>	<i>Filtek Bulk Fill Flowable</i>	3M/ESPE
<i>Adper Single Bond Plus Adhesive</i>	<i>SDR Surefil</i>	Dentsply
<i>Adper Single Bond Plus Adhesive</i>	<i>Filtek Ultimate Flowable</i>	3M/ESPE

Tabela 2. Hemijski sastav adhezivnog sredstva

Adhezivno sredstvo	Hemijski sastav
<i>Adper Single Bond Plus Adhesive</i>	BisGMA, HEMA, dimetakrilati, etanol, voda, fotoinicijatorski sistem i metakrilatni funkcionalni kopolimer poliakrilne i poliitakonske kiseline

Tabela 3. Hemijski sastav kompozitnih materijala

Kompozitni materijal	Hemijski sastav
<i>Filtek Bulk Fill Flowable</i>	BisGMA, UDMA, Bis-EMA(6), prokriatna smola, iterbijum trifluorid, cirkonijum, silikat (64,5% težinski /42,5% zapreminski udeo punioca)
<i>SDR Surefil</i>	SDR patentirana UDMA, TEGDMA, EBPDMA, barijum i stroncijum alumino-fluoro-silikatno staklo (68% težinski/45% zapreminski udeo punioca)
<i>Filtek Ultimate Flowable</i>	BisGMA, TEGDMA, prokriatna smola, iterbijum trifluorid, nanočestice silikata. (65% težinski/46% zapreminski udeo punioca)

Dvofazni dentalni adhezivi (*total-etch*) su postavljeni u sve kavitete, prema uputstvu proizvođača. Dentin je kondicioniran 32% ortofosfornom kiselinom (*Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE, St Paul, MN, USA*) u trajanju od 15 sekundi, nakon čega su kaviteti isprani mlazom vode u trajanju od 30 sekundi. Višak vode je uklonjen mlazom vazduha i kuglicom vatrice, ostavljajući dentin delimično vlažan. Adhezivno sredstvo (*Adper Single Bond Plus, 3M ESPE, St Paul, MN, USA*) je postavljeno pomoću aplikatora blagim utapkavanjem u dva sloja- Slika 13. Eventualni višak adhezivnog sredstva je odstranjen vazдушnim mlazom i svetlosno polimerizovan LED lampom sa integrisanim radiometrom za kontrolu inteziteta svetlosti (*Smartlite IQ 2, DENTSPLY, Caulk, DE Milford, Serial No.B 21581*) u trajanju od 20 sekundi.



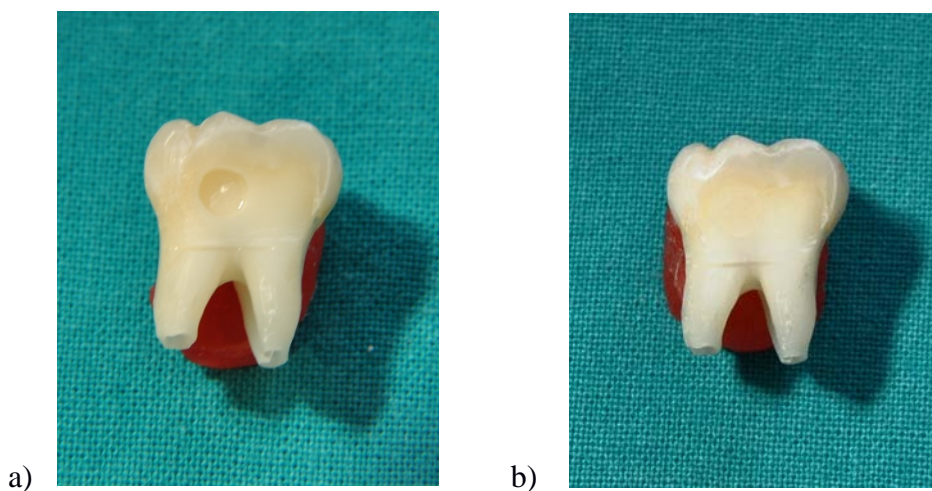
Slika 13. Adhezivno sredstvo *Adper Single Bond Plus, 3M ESPE, St Paul, MN, USA*

4.4. Tehnike postavljanja i polimerizacije ispuna

U prvom delu eksperimenta ispitana je marginalna adaptacija kompozitnih ispuna u dentinskim kavitetima u zavisnosti od načina postavljanja i polimerizacije. Ukupan uzorak je bio sačinjen od 80 zuba, podeljenih u dve grupe po 40, shodno režimu polimerizacije: kontinuirana polimerizacija (grupa K), diskontinuirana polimerizacija (grupa D). Dodatno, uzorci grupa K i D su podeljeni u četiri podgrupe, 10 uzoraka svaka, shodno tehnici postavljanja kompozitnog ispuna: u jednom sloju-*bulk* tehnika (grupa B); inkrementalna (inkrementalna) tehnika (grupa I); prethodno zagrejan kompozit (grupa T) i kompozit postavljen sa ciljem eliminacije jedinstvene tačke stresa primenom *pin*-a (grupa P). U kavitete svih grupa je postavljen kompozit istog proizvođača-*Filtek Ultimate Flowable, shade A2, 3M ESPE, Seefeld, Germany* uz komplementarno adhezivno sredstvo -*Adper Single Bond Plus, 3M ESPE, St Paul, MN, USA*.

Postupak postavljanja kompozitnog ispuna u zavisnosti od eksperimentalne grupe:

- grupa BK-*bulk* tehnika punjenja; kompozit je postavljen u jednom sloju pomoću brizgalice i kontinuirano polimerizovan 40 sekundi.
- grupa IK-inkrementalna tehnika; kompozit je postavljen u dva sloja približno iste debljine pomoću brizgalice. Svaki sloj je kontinuirano polimerizovan 40 sekundi (Slika 14).



Slika 14. Inkrementalna tehnika – a) prvi horizontalni sloj; b) drugi horizontalni sloj

- grupa TK-tehnika sa prethodno zagrejanim kompozitom; kompozit je zagrejan u vodenom kupatilu u vodonepropusnoj PVC foliji na temperaturu 65-68°C.

(Temperatura vode u kojoj je zagrejan kompozit je održavana na 76°C. U trenutku postavljanja kompozita u kavitet, njegova temperatura je iznosila 38-40°C. Merenje temperature vode, kompozita u tubi i kompozita u kavitetu izvršeno je pomoću *Pro'sKIT MT-5211 Digital Auto Multimeter, USA*, prikazano na Slici 15). Kompozit je postavljen pomoću brizgalice u jednom sloju (Slika 16). Polimerizacija je izvršena kontinuirano 40 sekundi.

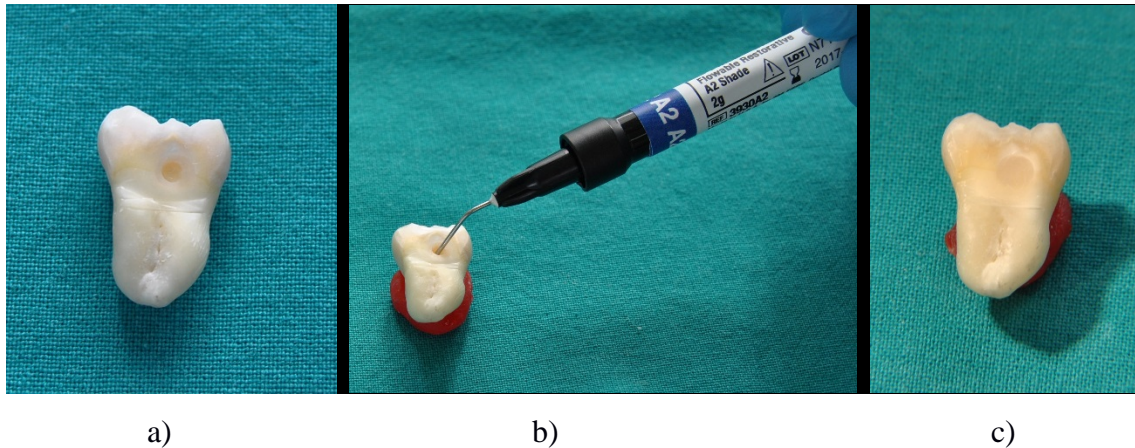


Slika 15. Aparat za merenje temperature **Slika 16.** Postavljanje zagrejanog kompozita
(*Pro'sKIT MT-5211 Digital Auto Multimeter*)

- Grupa PK-eksperimentalna inkrementalna tehnika; kavitet je napunjen kompozitom, zatim je stakleni-transparentni valjak-*pin* promera 1,2x4 mm utisnut kroz geometrijski centar kaviteta. Kompozit je kontinuirano polimerizovan u trajanju 40 sekundi i potom je *pin* uklonjen. Drugi sloj kompozita je postavljen pomoću kanile promera 0.8 mm unutar sekundarnog kaviteta koji je nastao uklanjanjem *pin*-a i kontinuirano polimerizovan 40 sekundi (Slike 17 i 18).



Slika 17. Kompozitni ispun a) postavljen sa *pin*-om; b) svetlosno polimerizovan



Slika 18. a) Sekundarni kavitet formiran uklanjanjem *pin*-a; b) ispunjen sa drugim slojem kompozita; c) svetlosno polimerizovan

U grupama D-BD, ID, PD, TD (zubi iz grupe K, samo naspramna površina dentina), tehnika postavljanja kompozita je identična već opisanom postupku za grupe BK, IK, TK i PK, dok je svetlosna polimerizacija izvršena sa prekidom. Naime, nakon inicijalnog prosvetljavanja 2 sekunde intezitetom 544 mW/cm^2 , polimerizacija je prekinuta u trajanju od 10 sekundi (*dark interval*) [117], nakon čega je polimerizacija nastavljena istim intezitetom svetlosti 38 sekundi (ukupno 40 sekundi).

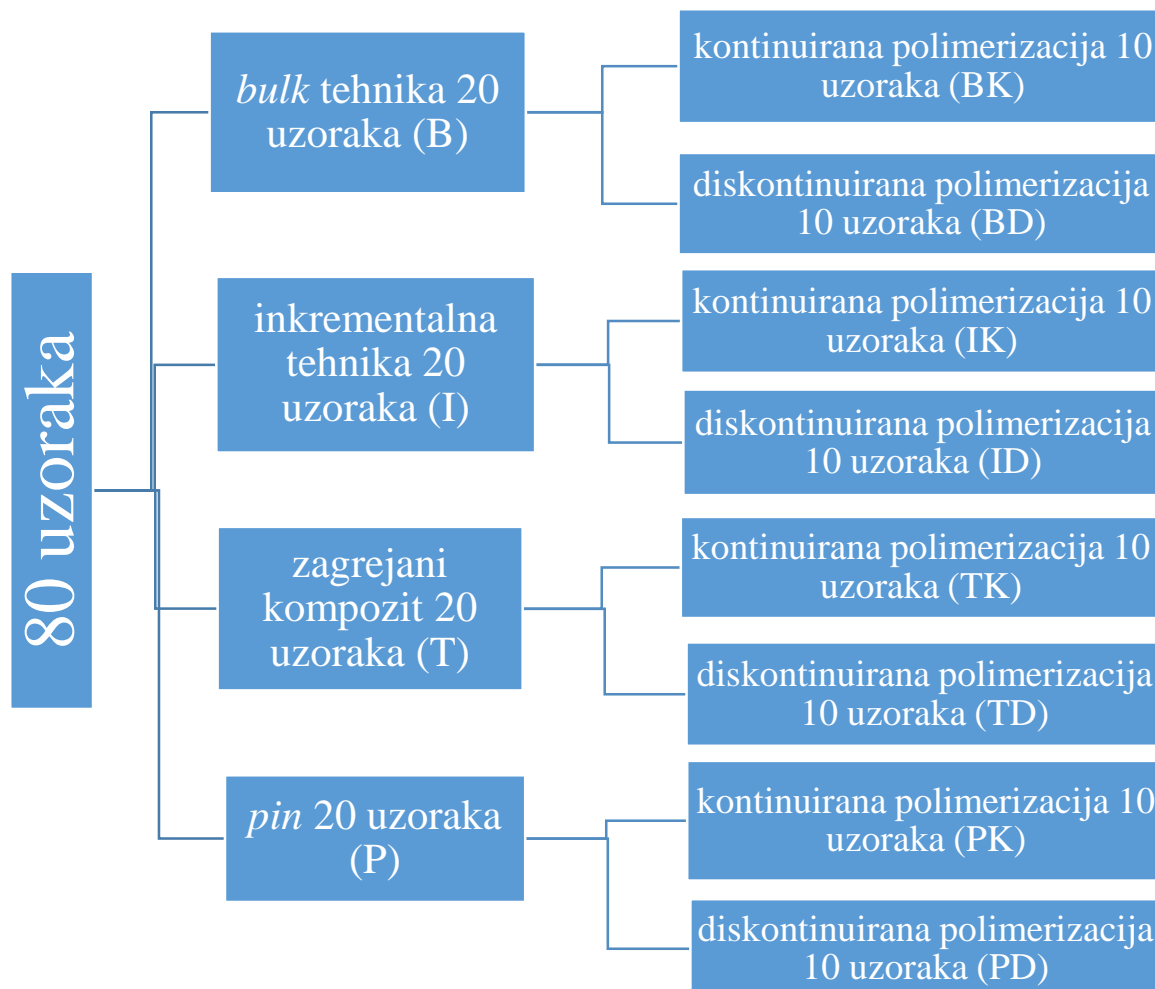
Dužina ukupne svetlosne polimerizacije je određena uputstvom proizvođača kompozitnog sistema. Svetlosna polimerizacija je vršena upravno u odnosu na dno kaviteta, sa distance 4 mm od dna kaviteta [164]. Nakon svetlosnog aktiviranja kompozitnih ispuna postavljenih na 10 uzoraka, kontrola inteziteta svetlosti je dodatno vršena LED radiometrom (*LED Radiometer, SDI, Bayswater, Victoria, Australia*).

Eventualni višak kompozita je uklonjen pažljivim poliranjem fleksibilnim diskovima različite krupnoće zrna (*SofLex Pop-On, 3M ESPE, St. Paul, USA*) kako bi se eksponirale ivice kaviteta. Uzorci su obilno isprani mlazom vode i čuvani u kontejneru 100% relativne vlažnosti 24 časa na temperaturi 37°C radi prevencije dehidracije tokom odvijanja celokupnog polimerizacionog procesa.

Zubima je potom odstranjen koren, a uzorci sa postavljenim kompozitnim ispunima na bukalnoj i oralnoj površini su razdvojeni dijamantskim diskom (*Diamantsheibe, Edenta, Switzerland*). Sečenje uzoraka je vršeno u mezo-distalnom pravcu uz obilno hlađenje radnog polja mlazom vode. Na taj način su dobijeni parovi uzoraka zuba sa postavljenim kompozitnim ispunima grupa polimerizovanih kontinuirano ili diskontinuirano.

Uzorci su čuvani u uslovima 100% vlažnosti najduže u trajanju od 24 časa, radi prevencije

dehidracije i eventualnih defekata koji nastaju usled higroskopne ekspanzije kompozita do SEM analize marginalne adaptacije.

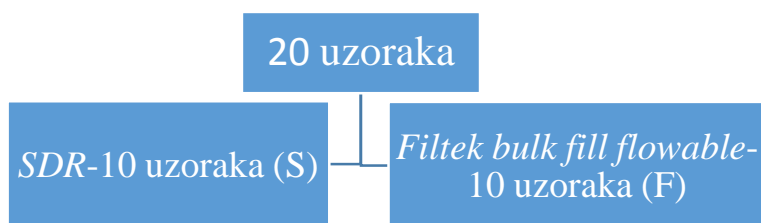


Šema 1. Šematski prikaz grupa prvog dela istraživanja

4.5. Bulk fill kompozitni materijali

Drugi deo istraživanja se odnosio na ispitivanje marginalne adaptacije tzv. *bulk-fill* kompozita u dentinskim kavitetima. Kaviteti za ispitivanje *bulk-fill* kompozitnih materijala bili su identični kavitetima prvog dela istraživanja. Za ispune su korišćeni *low-shrinkage* kompozitni materijali predviđeni za postavljanje u jednom sloju (*bulk-fill*) dva različita proizvođača: *SDR Surefil, Uni, Dentsply, Konstanz, Germany* i *Filtek Bulk Fill Flowable, shade A2, 3M ESPE, Seefeld, Germany*. Formiran je uzorak od 10 zuba na kojima su metodom slučajnog odabira izabrane površine (bukalna ili oralna) za postavljanje kompozita. Naime, na oralnu ili bukálnu dentinsku površinu je postavljen kompozitni ispun *SDR Surefil, Uni,*

Dentsply, Konstanz, Germany, dok je na naspramnoj dentinskoj površini istog zuba postavljen *Filtek Bulk Fill Flowable shade A2, 3M ESPE, Seefeld, Germany*. Na taj način su kompozitni materijali postavljeni u kavitete približno iste veličine čiji zidovi su posedovali identičnu dentinsku masu, tj. raspored i pravac pružanja dentinskih tubula. Kompoziti su postavljeni uz striktno poštovanje uputstva proizvođača: u jednom sloju, uz kontinuiranu svetlosnu polimerizaciju. Važno je naglasiti da su izbor i priprema zuba, tehnika i instrumenti, oblik i veličina dentinskih kaviteta, adhezivno sredstvo, svetlosna (kontinuirana) polimerizacija i svetlosni izvor, bili identični prvom delu ispitivanja marginalne adaptacije opisanom u sekciji 4.4.



Šema 2. Šematski prikaz grupa drugog dela istraživanja

4.6. Evaluacija marginalne adaptacije

Za evaluaciju marginalne adaptacije korišćena je analiza epoksi replika adhezivnog spoja kompozitnog ispuna i dentina skening elektronskom mikroskopijom (SEM).

4.6.1. Priprema uzorka za SEM

Neposredno pre uzimanja otiska adhezivnog spoja kompozit-dentin, uzorci su očišćeni u ultrazvučnom kupatilu u 70% alkoholu u trajanju od 2 minute. Potom su uzorci isprani sprejom vode pod vazdušnim pritiskom i posušeni, kako bi se uklonio višak vlage koji bi mogao da ometa proces otiskivanja pastom polivinilsiloksana.

Primena polivinilsiloksana za uzimanje otiska je naširoko prihvaćena zbog njegovog visokog stepena dimenzione stabilnosti [165]. Nakon uzimanja osnovnog otiska adicijom silikonom niske viskoznosti (*Ghenesyl, Putty Soft Low Viscosity, Lascod, Florence, Italy*), uzet

je dodatni, korekcionni otisak polivinilsiloksanom izrazito niske viskoznosti (*Ghenesyl, Super Light Body, Lascod, Florence, Italy*) (Slike 19 i 20).



Slika 19. Uzimanje otiska uzoraka zuba



Slika 20. Formiran otisak marginalnog spoja kompozit-zub

Nakon uzimanja otiska, izliveno su replike od epoksi smole (*Epoxi Resin-Quick Dry-Komponenta A+B*) koje su korišćene za skening elektronsku analizu marginalne adaptacije kompozitnih ispuna. Epoksi smola je mešana sa katalizatorom u odnosu 1:2, metalnom špatulom, u trajanju od 4 minuta, kako bi se masa ujedinila i kako ne bi došlo do pojave mehurića, prema uputstvu proizvođača. Prvo je kap epoksi smole postavljena u otisak pomoću

plastične pipete i polako raspršivana vazduhom iz pusterera, kako bi se poboljšala njegova adaptacija u otisku. Otisak je potom potpuno ispunjen sa epoksi smolom i ostavljen 24 časa da se potpuno veže na sobnoj temepraturi (Slika 21), nakon čega su epoksi replike odvajane od otisnog materijala (Slika 22).



Slika 21. Epoksi smola ulivena u otisnu masu polivinilsiloksana



Slika 22. Epoksi replika odvojena od otisnog materijala

Priprema uzoraka epoksi replika za SEM – urađena je u skladu sa uslovima niskog vakuuma (*Low vacuum SEM*). Uzorci su presvučeni slojem zlata (*SCD050 Sputter Coater; BAL-TEC, PA, USA*) i postavljeni na aluminijumske nosače.

Pripremljeni uzorci su analizirani uvećanjima 30x, 50x, 200x i 500x skening elektronskim mikroskopom (*Jeol, JSM-6460 Low Vacuum, Tokyo, Japan*). Mikrofotografije dobijene uvećanjem 30x urađene su radi prikaza čitavog marginalnog spoja kompozit-zub na jednom snimku. Zatim je napravljeno više sukcesivnih snimaka delova marginalnog spoja do njegove pune dužine uvećanjem 50x [166,167]. Na taj način je marginalna adaptacija bila kvantifikovana na spoju kompozit-zub i utvrđeno je eventualno postojanje marginalne

pukotine. Dužina marginalne pukotine je izmerena u mikrometrima i prikazana procentualno u odnosu na ukupnu dužinu marginalnog spoja kompozitnog ispuna i dentina. Dopunska ispitivanja su vršena pri uvećanju 200x i 500x za područja kod koji nije moglo biti jasno utvrđeno da li je došlo do prekida adhezivne veze ili ne.

Za SEM analizu reprezentativnih originalnih uzoraka uvećanjima 1000x i više, zubi su pripremani tako što je adhezivna veza tretirana 60 sekundi kiselinom (*Uni-Etch, Silica gel free, Bisco, Schaumburg, IL, LOT 0800012148*), a zatim je isprana sprejom vode pod vazдушnim pritiskom. Potom su uzorci zuba ostavljeni u rastvor 2% natrijum-hipohlorita 60 sekundi (kako bi se uklonila organska komponenta) i ponovo isprani pod mlazom vode i vazduha iz spreja [168].

Kriterijumi evaluacije koji se odnose na kvalitet adhezivne veze [103]:

- neprekidna veza-neprekidni, kontinuirani prelaz između ispuna i dentina;
- isprekidana ivica-marginalno odvajanje, marginalna pukotina.

Analiza spoja dentina i kompozita je izvršena softverskom aplikacijom-*ImageJ software (National Institute of Health, Bethesda, USA)*. Dužina marginalne pukotine na spoju ispun-zub izmerena je u odnosu na ukupnu dužinu marginalnog spoja ispun-zub i izražena u procentima [169]. SEM evaluacija je izvršena od strane jednog istraživača. Merenja su urađena dva puta u vremenskom razmaku od dve nedelje i dobijene srednje vrednosti dužine marginalne pukotine i spoja kompozit-zub za svaki uzorak u ta dva merenja su se primenjivale za statističku analizu dobijenih rezultata. Kalibrisanje istraživača je vršeno kroz konsultacije sa rukovodiocem Univerzitetskog centra za elektronsku mikroskopiju, mentorom i kolegama sa iskustvom u ispitivanju marginalne adaptacije skening elektronskom mikroskopijom [103].

4.7. Statistička analiza

Podaci su numerički obrađivani standardnim procedurama deskriptivne i komparativne statistike.

Statističke razlike su obrađivane primenom ne-parametrijskog *Mann-Whitney U*-testa. Nivo statističke značajnosti je definisan kao $p \leq 0,05$. Za statističku obradu podataka korišćen je računarski program *Minitab 16.0* i *Statistica 10.0*.

5. REZULTATI

5.1. Veličina kaviteta

Srednja vrednost dužine ivice kaviteta za svih 100 eksperimentalnih uzoraka bila je 9,46 mm (Tabela 4). Niska vrednost standardne devijacije (0,61) za ovo obeležje govori u prilog standardizacije dužine ivice dentinskih kaviteta svih eksperimentalnih uzoraka zuba.

Tabela 4. Osnovni statistički pokazatelji za obeležje dužine ivice kaviteta

Dužina ivice kaviteta	Aritmetička sredina (mm)	Standardna devijacija	Koeficijent varijabilnosti (%)	Min	Max
Ukupan uzorak (n=100)	9,46	0,61	6,44	7,09	12,13

Dubina kaviteta merena parodontološkom sondom u proseku je iznosila 2,8-3,2 mm. Na osnovu podataka datih u Tabeli 5 može se zaključiti da je vrednost standardne devijacije niska (0,2), što govori u prilog standardizacije dubine dentinskih kaviteta za sve eksperimentalne uzorke zuba.

Tabela 5. Osnovni statistički pokazatelji za obeležje dubine kaviteta

Dubina kaviteta	Aritmetička sredina (mm)	Standardna devijacija	Koeficijent varijabilnosti (%)	Min	Max
Ukupan uzorak (n=100)	3	0,2	10	2,8	3,2

Dijametri kaviteta su mereni digitalnim kaliperom, a dijametri kompozitnih ispuna softverskom aplikacijom *ImageJ* (*National Institute of Health, Bethesda, USA*). Srednje vrednosti poprečnih i uzdužnih dijametara, standardne devijacije, koeficijenti varijabilnosti i minimalne i maksimalne vrednosti ovih varijabli prikazane su u Tabelama 6 i 7.

Tabela 6. Osnovni statistički pokazatelji za obeležje poprečni dijametar kompozitnog ispuna

Poprečni dijametar ispuna	Aritmetička sredina (mm)	Standardna devijacija	Koeficijent varijabilnosti (%)	Min	Max
Ukupan uzorak (n=100)	3,04	0,18	5,92	2,47	3,58

Tabela 7. Osnovni statistički pokazatelji za obeležje uzdužni dijametar kompozitnog ispuna

Uzdužni dijametar ispuna	Aritmetička sredina (mm)	Standardna devijacija	Koeficijent varijabilnosti (%)	Min	Max
Ukupan uzorak (n=100)	2,99	0,12	4,01	2,51	3,49

Na osnovu podataka datih u Tabelama 6 i 7 može se zaključiti da su vrednosti standardne devijacije niske (0,18 za poprečni dijametar i 0,12 za uzdužni dijametar kompozitnih ispuna), što govori u prilog standardizacije dijametara dentinskih kaviteta/kompozitnih ispuna svih eksperimentalnih uzoraka.

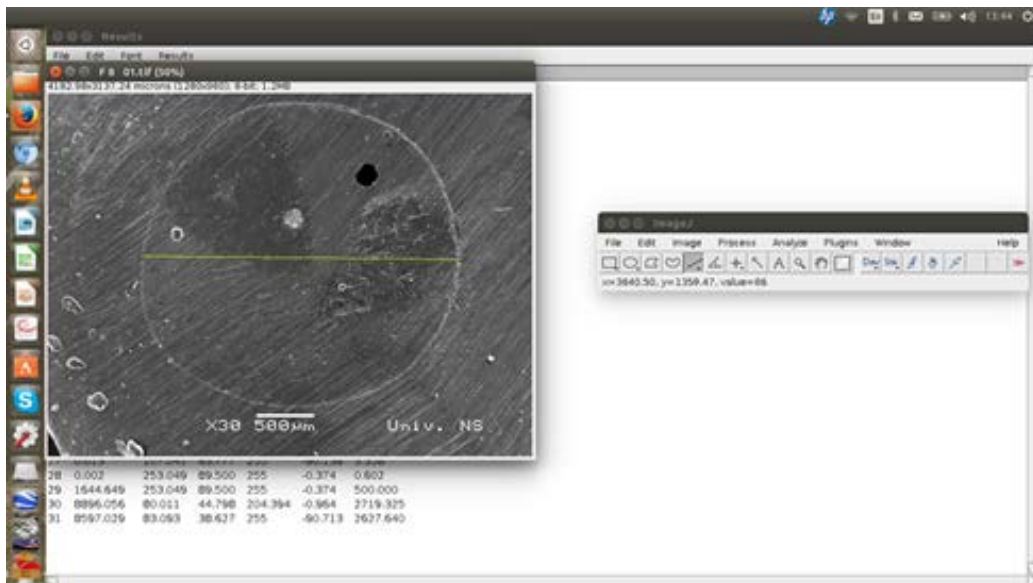
5.2. Oblik kaviteta

Kako bi se utvrdilo da li su kaviteti cilindričnog oblika, izmereni su njihovi dijametri i to za svaki kavitet/ispun po dva dijametra koji su bili međusobno perpendikularno postavljeni. Merenja su vršena softverskom aplikacijom *ImageJ* (*National Institute of Health, Bethesda, USA*). Razlike u dijametrima su pokazale kolika su odstupanja od idealnog kružnog oblika poprečnog preseka kompozitnih ispuna. U Tabeli 6 su prikazane srednje vrednosti, standardna devijacija i koeficijent varijabilnosti razlika u dijametrima kaviteta za ceo uzorak (n=100). Uočava se niska vrednost standardne devijacije za obeležje oblika kaviteta (0,03), što govori u prilog standardizovanog, cilindričnog oblika kaviteta za sve ispitivane kompozitne sisteme.

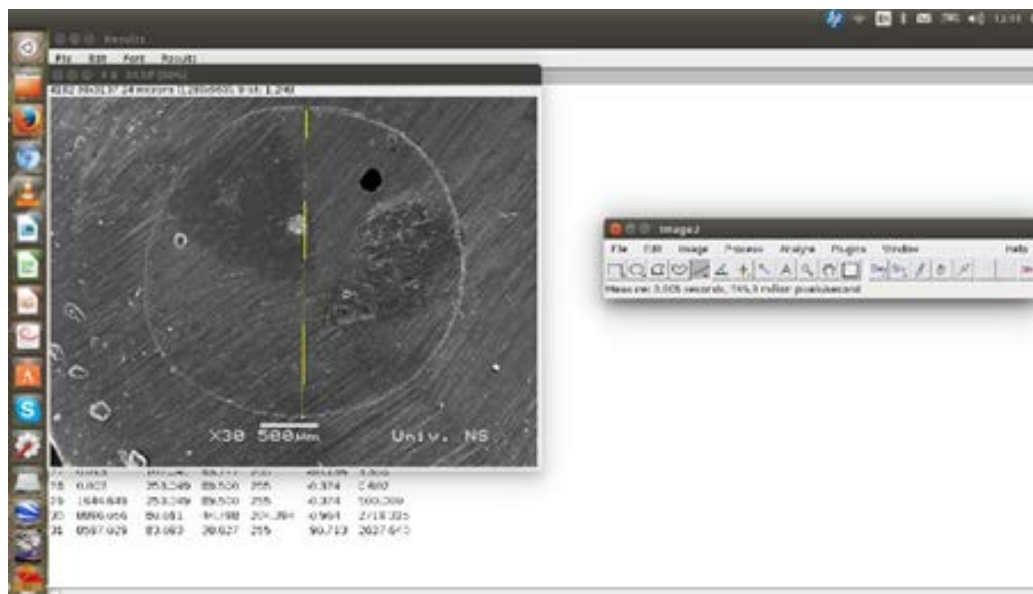
Tabela 8. Osnovni statistički pokazatelji za obeležje oblika kaviteta-ceo uzorak

Oblik kaviteta	Aritmetička sredina (mm)	Standardna devijacija	Koeficijent varijabilnosti (%)	Min	Max
Ukupan uzorak (n=100)	0,21	0,03	15,9	0,16	0,25

Na Slikama 23 i 24 prikazana je metodologija merenja poprečnog i uzdužnog dijametra uzoraka pomoću *ImageJ* softverskog sistema (*National Institute of Health, Bethesda, USA*).



Slika 23. Prikaz metodologije merenja poprečnog dijametra uzoraka



Slika 24. Prikaz metodologije merenja uzdužnog dijametra uzoraka

5.3. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog i polimerizovanog različitim tehnikama

U Tabelama 9-16 prikazani su rezultati merenja dužine marginalnog spoja kompozit-zub, ukupne dužine marginalne pukotine u mikrometrima i njihov odnos izražen u procentima.

Tabela 9. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine u grupi kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog *bulk* tehnikom i kontinuirano polimerizovanog (grupa BK)

BK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	8769,84	9175,698	8357,52	8595,85	10473,77	8065,74	8724,09	9540	8508,8	9244,08
PUKOTINA	426,58	482,85	355,094	706,82	1048	1001,59	907,28	532,09	492,71	587
%	4,86%	5,26%	4,25%	8,22%	10,01%	12,42%	10,40%	5,58%	5,79%	6,35%

Tabela 10. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog *bulk* tehnikom i diskontinuirano polimerizovanog (grupa BD)

BD	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	9375,75	8671,61	10322	9298,26	9709,98	9748,097	8151,52	10203,76	8135,67	9364,52
PUKOTINA	1017,06	870,92	879	214,95	984,84	1023,5	527,3	1137,66	273,1	673,982
%	10,85%	10,04%	8,52%	2,31%	10,14%	10,50%	6,47%	11,15%	3,36%	7,20%

Tabela 11. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog inkrementalnom tehnikom i kontinuirano polimerizovanog (grupa IK)

IK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	8865,45	9547,79	8503,1	9782,88	8682,82	9343,49	8917,71	8292,1	8316,84	8102,3
PUKOTINA	620,12	535,2	459,59	504,9	401,82	738,72	302,96	543,68	312,99	1368,75
%	6,99%	5,61%	5,40%	5,16%	4,63%	7,91%	3,40%	6,56%	3,76%	16,89%

Tabela 12. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog inkrementalnom tehnikom i diskontinuirano polimerizovanog (grupa ID)

ID	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	9194,7	9134,21	8164,2	9406,14	8235,59	9077,91	8261,3	9349,85	7089,72	8355,37
PUKOTINA	715,94	737,88	448,95	380,56	420,67	500,54	267,92	775,17	551,7	503,6
%	7,79%	8,08%	5,50%	4,05%	5,11%	5,51%	3,24%	8,29%	7,78%	6,03%

Tabela 13. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* prethodno zagrejanog i kontinuirano polimerizovanog (grupa TK)

TK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	9507,98	11546	8544,67	9779	9915,86	8602,83	8124,04	10137,44	8080,01	9883,94
PUKOTINA	875,34	1109,5	940,96	824	275,81	602,53	761,49	1541,45	357	2869,28
%	9,21%	9,61%	11,01%	8,43%	2,78%	7,00%	9,37%	15,21%	4,42%	29,03%

Tabela 14. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* prethodno zagrejanog i diskontinuirano polimerizovanog (grupa TD)

TD	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	9150,56	9120,5	8952,45	11416	9538,15	9040	9399,93	10310,1	9297,45	9167,77
PUKOTINA	631,02	1212,21	1390	1915,15	1417,92	850	966,98	880,68	1152,04	1640,36
%	6,90%	13,29%	15,53%	16,78%	14,87%	9,40%	10,29%	8,54%	12,39%	17,89%

Tabela 15. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog sa primenom *pin-a* i kontinuirano polimerizovanog (grupa PK)

PK	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	10623	10783	9329,72	10254	10673	10245	9463	12125	10380	9522,8
PUKOTINA	1461	264,18	314,97	308	1375	489	1035	1701	350	236,07
%	13,75%	2,45%	3,38%	3,00%	12,88%	4,77%	10,94%	14,03%	3,37%	2,48%

Tabela 16. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog sa primenom *pin-a* i diskontinuirano polimerizovanog (grupa PD)

PD	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	11686	10976	9980	9750	11256	11016	9890	9895	9436,94	11206
PUKOTINA	471	291	657	167,3	1655	341	259	508	161,64	134
%	4,03%	2,65%	6,58%	1,72%	14,70%	3,10%	2,62%	5,13%	1,71%	1,20%

5.4. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnih sistema *Adper Single Bond Plus-SDR* i *Adper Single Bond Plus-Filtek Bulk Fill Flowable*

U Tabelama 17 i 18 prikazani su rezultati merenja dužine marginalnog spoja kompozit-dentin, ukupne dužine marginalne pukotine u mikrometrima i odnosa ove dve veličine izraženog u procentima.

Tabela 17. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-SDR* (grupa S)

S	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	10551	9778,11	9167,01	8630,37	10251,12	10629,53	9707,2	8882,21	9422,31	10380,42
PUKOTINA	1878	355,57	921,91	524,74	569,12	559,02	2641,21	1105,37	2313,89	1284,52
%	17,80%	3,64%	10,06%	6,08%	5,55%	5,26%	27,21%	12,44%	24,56%	12,37%

Tabela 18. Rezultati merenja dužine marginalnog spoja i marginalne pukotine kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Bulk Fill Flowable* (grupa F)

F	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
OBIM	10105,2	10030,88	8186,74	8747,1	9443,56	9800,63	11084	8580,66	8575,75	8786,13
PUKOTINA	751,76	273,22	267	930,63	1189,68	1501,7	2274	1203	2398,68	1792,7
%	7,44%	2,72%	3,26%	10,64%	12,60%	15,32%	20,52%	14,02%	27,97%	20,40%

5.5. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog i polimerizovanog različitim tehnikama

U Tabeli 19 prikazane su vrednosti osnovnih statističkih parametara marginalne adaptacije ispitivanih grupa i to: srednje vrednosti sa standardnom devijacijom ($X_{sr} \pm SD$), koeficijent varijacije (Koef. var.), minimalne (Min), maksimalne vrednosti (Max), medijane (Med), kao i interkvartalni razmak-središnjih 50% rezultata (Q1-Q3). Najviša vrednost marginalne adaptacije dobijena je u grupi u kojoj je kompozitni sistem postavljen sa *pin*-om i diskontinuirano polimerizovan (1,2 %), a najviši procenat marginalne pukotine izmeren je u grupi gde je prethodno zagrejan kompozit kontinuirano polimerizovan (29,03 %).

Tabela 19. Rezultati marginalne adaptacije za kompozitne ispune *Filtek Ultimate Flowable* postavljene u *bulk* tehnikom (B), inkrementalnom tehnikom (I), prethodno zagrejani (T) i sa *pin*-om (P) uz različite režime svetlosne polimerizacije-kontinuirano (K) i diskontinuirano (D)

Uzorak (n=80)	$X_{sr} \pm SD$	Koef. var.	Min	Max	Med
BK%	7,31 ± 2,78	38,00%	4,25	12,42	6,07
BD%	8,05 ± 3,17	39,31%	2,31	11,15	9,28
IK%	6,63 ± 3,87	58,31%	3,4	16,89	5,5
ID%	6,14 ± 1,78	28,97%	3,24	8,29	5,77
TK%	10,61 ± 7,32	69,03%	2,78	29,03	9,29
TD%	12,59 ± 3,72	29,52%	6,9	17,89	12,84
PK%	7,11 ± 5,09	71,67%	2,45	14,03	4,07
PD%	4,34 ± 4,00	92,14%	1,2	14,7	2,87

5.6. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog različitim tehnikama uz kontinuiran režim svetlosne polimerizacije

Rezultati merenja marginalne adaptacije kompozitnih ispuna u odnosu na različite tehnike postavljanja, prikazani su u Tabeli 20. Maksimalna vrednost dužine marginalne pukotine izmerena je u grupi gde je prethodno zagrejan kompozit kontinuirano polimerizovan nakon postavljanja u kavitet (29,03 %). Najmanja vrednost dužine marginalne pukotine u odnosu na

ukupnu dužinu marginalnog spoja kompozit-zub bila je u grupi gde su kompozitni ispuni postavljeni sa *pin*-om i kontinuirano polimerizovani (2,45 %).

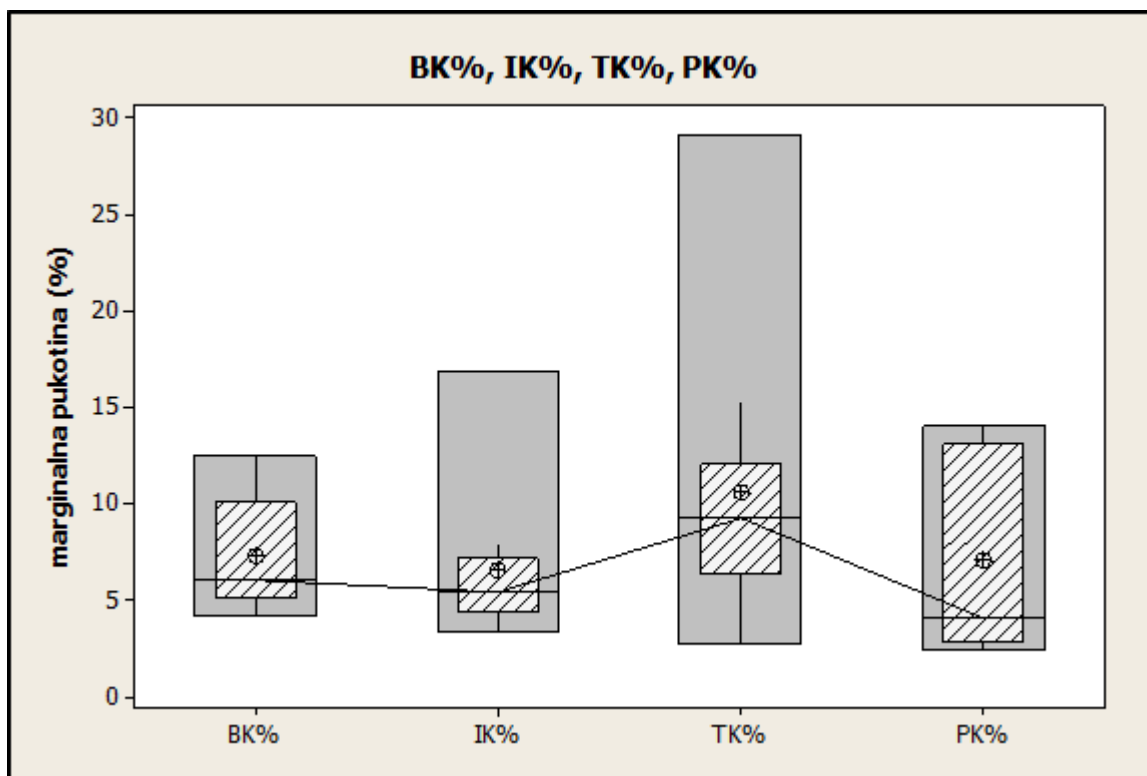
Tabela 20. Prikaz osnovnih statističkih parametara rezultata marginalne adaptacije kontinuirano polimerizovanih kompozitnih ispuna u odnosu na tehniku postavljanja

Tehnike postavljanja	Xsr ± SD	Koef. var.	Min	Max	Med	Q1 - Q3
BK%	7.31 ± 2.78	38,00%	4,25	12,42	6,07	5,16-10,10
IK%	6.63 ± 3,87	58,31%	3,4	16,89	5,5	4.41 - 7.22
TK%	10.61 ± 7,32	69,03%	2,78	29,03	9,29	6,36 –12,06
PK%	7,13 ± 5,09	71,67%	2,45	14,03	4,07	2.87 –13,10

Q1-Q3 interkvartilni rang (obuhvata središnjih 50% rezultata)

Komparativna statistička analiza rezultata marginalne adaptacije vršena je *Kruskal-Wallis ANOVA* testom, pri čemu nisu uočene statistički značajne razlike ($p=0,34$) u rezultatima marginalne adaptacije između grupa u kojima su primenjene različite tehnike postavljanja kompozitnog ispuna, uz istovetni režim svetlosne polimerizacije.

Na Grafikonu 1 prikazani su rezultati marginalne adaptacije u odnosu na primenjenu tehniku postavljanja uz kontinuiran režim svetlosne polimerizacije. Uočava se izraženiji raspon između minimalnih i maksimalnih vrednosti u grupi gde su kompozitni ispuni prethodno zagrejani i kontinuirano polimerizovani (TK %).



Grafikon 1. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih različitim tehnikama i kontinuirano svetlosno polimerizovanih (*veliki pravougaonik je opseg min-max, mali pravougaonik je interkvartilni opseg Q1-Q3, kružić je aritmetička sredina, horizontalna linija je medijana)

5.7. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog različitim tehnikama uz diskontinuiran režim svetlosne polimerizacije

U Tabeli 21 prikazane su vrednosti osnovnih statističkih parametara dužine marginalne pukotine i to: srednje vrednosti sa standardnom devijacijom ($\bar{X} \pm SD$), koeficijent varijacije (Koef. var.), minimalne (min), maksimalne vrednosti (max), medijane (Med), kao i interkvartilni razmak-središnjih 50% rezultata (Q1-Q3). Vrednost medijane-12,84% bila je najveća u grupi sa zagrejanim kompozitom (TD) u poređenju na svim drugim posmatranim grupama, a najmanja vrednost medijane-2,87% je bila u grupi gde je kompozitni materijal postavljen sa *pin*-om (PD).

Tabela 21. Prikaz osnovnih statističkih parametara rezultata marginalne adaptacije diskontinuirano polimerizovanih kompozitnih ispuna u odnosu na tehniku postavljanja

Tehnike postavljanja	Xsr ± SD	Koef. var.	Min	Max	Med	Q1 - Q3
BD%	8,05 ± 3,17	39,31%	2,31	11,15	9,28	5,69-10,59
ID%	6,14 ± 1,78	28,97%	3,24	8,29	5,77	4,84 - 7.86
TD%	12,59 ±3,72	29,52%	6,9	17,89	12,84	9,19 –15,84
PD%	4,34 ± 4,00	92,14%	1,2	14,7	2,87	1,72 –5,50

Q1-Q3 interkvartilni rang (obuhvata središnjih 50% rezultata)

Statistička značajnost rezultata marginalne adaptacije između posmatranih grupa utvrđena *H*-testom. Dobijena je vrednost $p < 0,5$, što ukazuje na postojanje statistički značajnih razlika između rezultata marginalne adaptacije posmatranih grupa.

Vrednost medijane je bila najveća u grupi gde je zagrejan kompozit postavljen u kavitet i diskontinuirano polimerizovan (TD). Za utvrđivanje statistički značajnih razlika između srednjih vrednosti marginalne adaptacije ove grupe i preostalih grupa primenjen je *Mann-Whitney U* test, sa pragom značajnosti od $p \leq 0,05$ (Tabela 22). Rezultati *p*-vrednosti ukazali su na postojanje statistički značajnih razlika između TD grupe i preostalih posmatranih grupa-BD, ID i PD.

Tabela 22. Komparativna statistika TD grupe i BD, ID i PD grupa

Tehnike postavljanja	Tačkasta ocena razlike	95% CI za razliku	<i>p</i> -vrednost
TD vs BD	4,7	(0.426,7.748)	0,01
TD vs ID	6,83	(3.044,9.758)	0,0003
TD vs PD	8,57	(5.182,12.431)	0,0005

Vrednosti medijane su bile statistički značajno manje u grupi gde je kompozitni ispun postavljen sa primenom *pin*-a i diskontinuirano polimerizovan-PD (Tabela 21). *Mann-Whitney U* testom je utvrđeno postojanje statističke značajnosti kada su se rezultati PD grupe pojedinačno

poređeni sa preostale tri ispitivane grupe. Rezultati komparativne statistike prikazani su u Tabeli 23.

Tabela 23. Komparativna statistika PD grupe sa preostale tri grupe-BD, ID i TD

Tehnike postavljanja	Tačkasta ocena razlike	95% CI za razliku	p-vrednost
PD vs BD	-4,83	(-7.523,-0.613)	0,01
PD vs ID	-2,75	(-4.690,-0.379)	0,01
PD vs TD	-8,57	(-5.182,-12.431)	0,0005

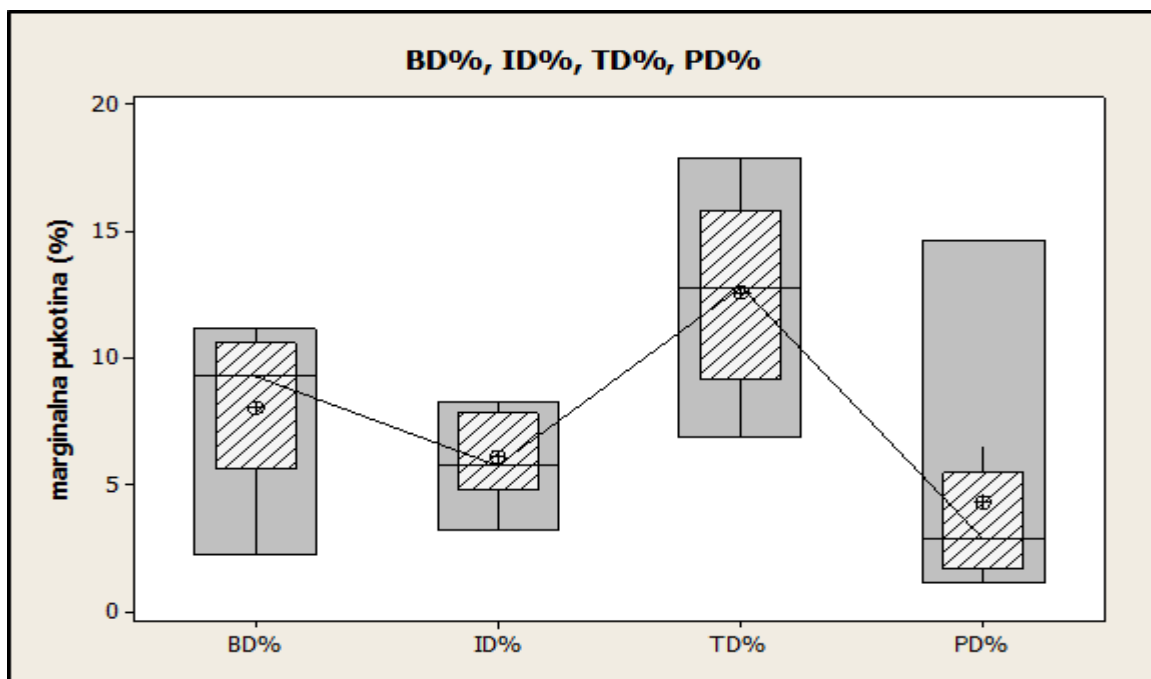
Uočava se da su primenom tehnike sa *pin*-om u kombinaciji sa diskontinuiranom polimerizacijom dobijeni statistički značajno viši stepen marginalne adaptacije u poređenju sa preostale tri ispitivane tehnike.

Takođe, vršeno je i poređenje grupe u kojoj su kompoziti postavljeni u kavitete u jednom sloju-*bulk* tehnikom (BD) sa grupom u kojoj su kompoziti postavljeni inkrementalnom tehnikom (ID), uz istovetni, diskontinuirani režim polimerizacije. Rezultati komparativne statistike prikazani su u Tabeli 24 i dobijena p-vrednost ukazuje da ne postoje statistički značajne razlike u vrednostima marginalne adaptacije između dve pomatrane grupe.

Tabela 24. Komparativna statistika BD i ID grupe

Tehnike postavljanja	Tačkasta ocena razlike	95% CI za razliku	p-vrednost
BD vs ID	2,42	(-0.883,4.820)	0,09

Na Grafikonu 2 dat je uporedni prikaz osnovnih statističkih pokazatelja rezultata marginalne adaptacije za sve četiri poređene grupe. Uočavaju se izražena odstupanja u srednjim vrednostima između posmatranih grupa.



Grafikon 2. Marginalna adaptacija kompozitnih ispuna postavljenih različitim tehnikama i diskontinuirano svetlosno polimerizovanih (*veliki pravougaonik je opseg min-max, mali pravougaonik je interkvartilni opseg Q1-Q3, kružić je aritmetička sredina, horizontalna linija je medijana)

5.8. Rezultati marginalne adaptacije kontinuirano i diskontinuirano svetlosno polimerizovanog kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog *bulk* tehnikom

U Tabeli 25 prikazani su osnovni statistički parametri rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete *bulk* tehnikom uz različite režime svetlosne polimerizacije. Poređenjem vrednosti koeficijenta varijacije ove dve grupe ne uočavaju se veća odstupanja u pomenutim statističkim parametrima. Razlike u stepenu marginalne adaptacije između dve poređene grupe nisu bile statistički značajne, što je utvrđeno i *Mann-Whitney* testom, sa pragom značajnosti od 0,05 (Tabela 26).

Tabela 25. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih *bulk* tehnikom uz različite režime svetlosne polimerizacije

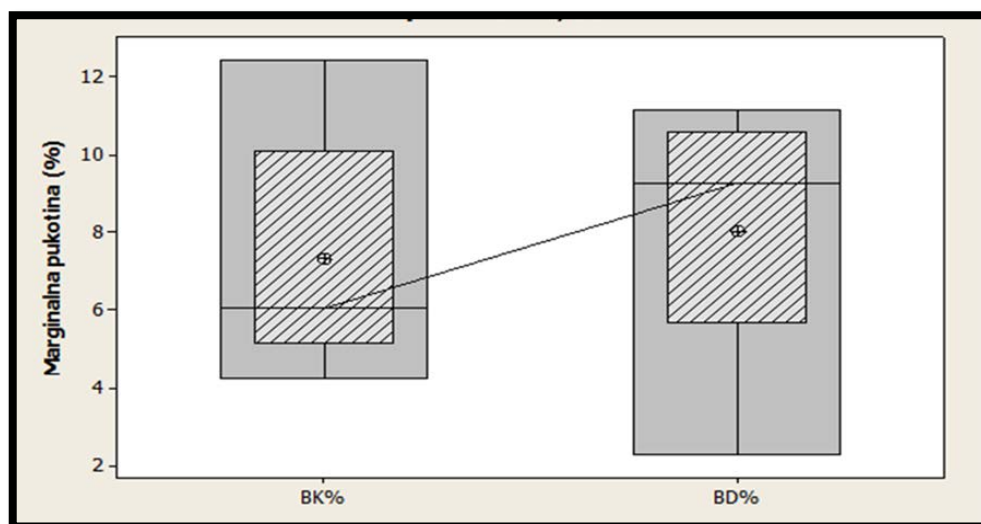
2 tehnike polimerizacije (<i>bulk</i> tehnika)	Xsr ± SD	Koef. Var.	Min	Max	Med	Q1 - Q3
BK%	7.31 ± 2.78	38,00%	4,25	12,42	6,07	5.16 - 10.10
BD%	8.05 ± 3.17	39,31%	2,31	11,15	9,28	5.69 - 10.59

Q1-Q3 interkvartilni rang (obuhvata središnjih 50% rezultata)

Tabela 26. Komparativna statistika rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih *bulk* tehnikom uz različite režime svetlosne polimerizacije-kontinuirano i diskontinuirano

Tehnike polimerizacije	Tačkasta ocena razlike	95% CI za razliku	p-vrednost
BK vs BD	-1,02	(-4.49 ; 2.28)	0,38

Na Grafikonu 3 dat je uporedni prikaz osnovnih statističkih parametara BK i BD grupa.



Grafikon 3. Uporedni grafički prikaz osnovnih statističkih parametara grupa BK i BD (*veliki pravougaonik je opseg min-max, mali pravougaonik je interkvartilni opseg Q1-Q3, kružić je aritmetička sredina, horizontalna linija je medijana)

5.9. Rezultati marginalne adaptacije kontinuirano i diskontinuirano svetlosno polimerizovanog kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog inkrementalnom tehnikom

Tabela 27 prikazuje osnovne statističke parametre rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete inkrementalnom tehnikom uz različite režime svetlosne polimerizacije. Uočava se manje odstupanje koeficijenta varijabilnosti rezultata inkrementalno postavljenih i diskontinuirano polimerizovanih kompozitnih ispuna (ID) u poređenju sa inkrementalno postavljenim i kontinuirano polimerizovanim kompozitnim ispunima (IK). Takođe, može se uočiti da su maksimalne vrednosti marginalne pukotine skoro dvostruko veće kod kompozitnih ispuna postavljenih inkrementalno i kontinuirano polimerizovanih (16,89 u grupi IK i 8,29 u grupi ID). Međutim, razlike u vrednostima medijane nisu izražene (5,5 za grupu IK i 5,77 za grupu ID).

Tabela 27. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih inkrementalnom tehnikom uz primenu različitih režima svetlosne polimerizacije

2 tehnike polimerizacije (inkrementalna tehnika)	Xsr ± SD	Koef. var.	Min	Max	Med	Q1 - Q3
IK%	6.63 ± 3.87	58,31%	3,4	16,89	5,5	4.41 - 7.22
ID%	6.14 ± 1.78	28,97%	3,24	8,29	5,77	4.84 - 7.86

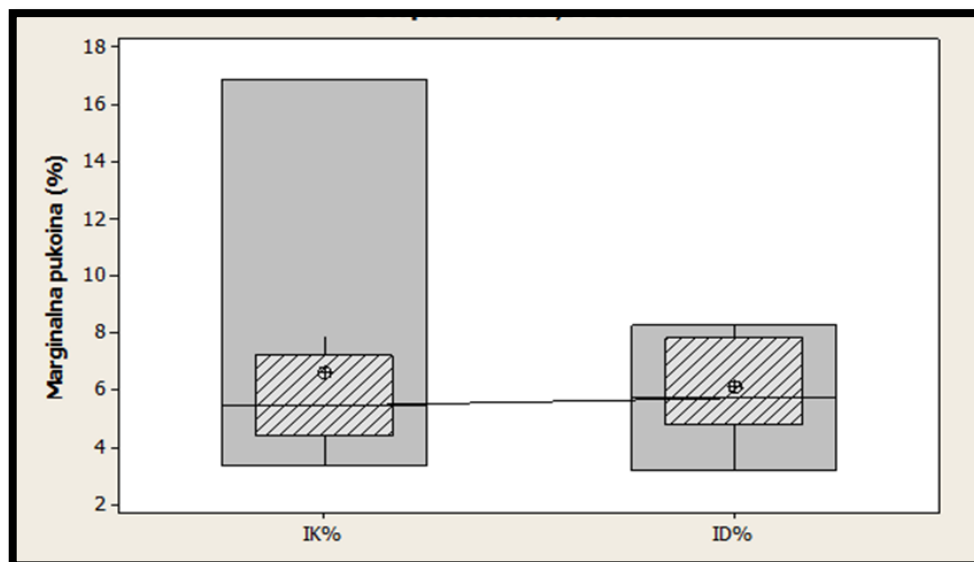
Q1-Q3 interkvartilni rang (obuhvata središnjih 50% rezultata)

Mann-Whitney test je primenjen za komparativnu statističku analizu rezultata posmatranih grupa. Utvrđeno je da se srednje vrednosti rezultata marginalne adaptacije IK i ID grupe ne razlikuju statistički značajno ($p=0,73$)-Tabela 28.

Tabela 28. Komparativna statistika rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih inkrementalnom tehnikom i polimerizovanih na dva načina-kontinuirano i diskontinuirano

Tehnike polimerizacije	Tačkasta ocena razlike	95% CI za razliku	p-vrednost
IK vs ID	-0,34	(-2.26 ; 1.88)	0,73

Na Grafikonu 4 dat je uporedni prikaz osnovnih statističkih parametara IK i ID grupa, gde se uočava veće odstupanje maksimalnih vrednosti marginalne pukotine u grupi IK u poređenju sa ovim vrednostima izmerenim u ID grupi.



Grafikon 4. Uporedni grafički prikaz osnovnih statističkih parametara grupa IK i ID (* veliki pravougaonik je opseg min-max, mali pravougaonik je interkvartilni opseg Q1-Q3, kružić je aritmetička sredina, horizontalna linija je medijana)

5.10. Rezultati marginalne adaptacije prethodno zagrejanog kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* sa primenom kontinuiranog ili diskontinuiranog režima svetlosne polimerizacije

U Tabeli 29 sa rezultatima osnovnih statističkih parametara marginalne adaptacije dve grupe zagrejanih kompozitnih ispuna kontinuirano i diskontinuirano polimerizovanih (TK i TD), uočava se dva puta veći koeficijent varijabilnosti dobijenih rezultata u grupi TK.

Tabela 29. Rezultati marginalne adaptacije prethodno zagrejanih kompozitnih ispuna uz različite režime svetlosne polimerizacije

2 tehnike polimerizacije (T=60°C)	Xsr ± SD	Koef. Var.	Min	Max	Med	Q1 - Q3
TK%	10.61 ± 7.32	69,03%	2,78	29,03	9,29	6.36 - 12.06
TD%	12.59 ± 3.72	29,52%	6,9	17,89	12,84	9.19 - 15.84

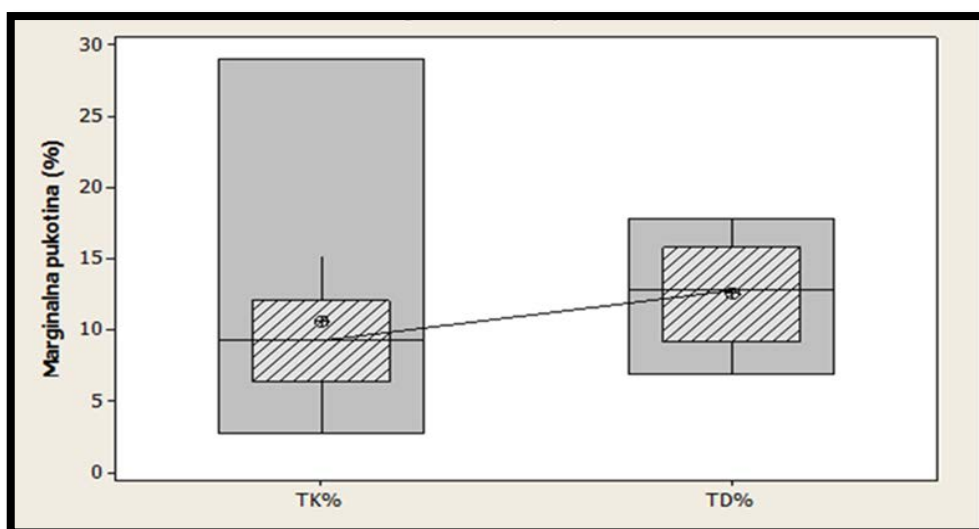
Q1-Q3 interkvartilni rang (obuhvata središnjih 50% rezultata)

Mann-Whitney testom sa pragom značajnosti 0,05 utvrđeno je da se srednje vrednosti rezultata marginalne adaptacije TK i TD grupe ne razlikuju statistički značajno (Tabela 30).

Tabela 30. Komparativna statistika rezultata marginalne adaptacije kompozitnih sistema prethodno zagrejanih i polimerizovanih na dva načina-kontinuirano ili diskontinuirano

Tehnike polimerizacije	Tačkasta ocena razlike	95% CI za razliku	p-vrednost
TK vs TD	-3,48	(-7.40 ; 1.07)	0,14

Grafikon 5 pokazuje da su maksimalne vrednosti dužine marginalne pukotine u TK grupi bile izraženije u poređenju sa TD grupom, ali da se srednje vrednosti nisu značajnije razlikovale.



Grafikon 5. Uporedni grafički prikaz osnovnih statističkih parametara grupa TK i TD. (* veliki pravougaonik je opseg min-max, mali pravougaonik je interkvartilni opseg Q1-Q3, kružić je aritmetička sredina, horizontalna linija je medijana)

5.11. Rezultati marginalne adaptacije kontinuirano i diskontinuirano polimerizovanog kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog sa *pin*-om

U Tabeli 31 uočava se postojanje visokog koeficijenta varijabilnosti dobijenih rezultata marginalne adaptacije u obe posmatrane grupe (71,67 % u PK grupi i 92,14 % u PD grupi). Međutim, razlika u maksimalnim vrednostima dužine marginalne pukotine između ove dve grupe je mala (14,03 % u PK grupi i 14,7 % u PD grupi).

Tabela 31. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih sa *pin*-om uz različite režime svetlosne polimerizacije

2 tehnike polimerizacije (tehnika sa primenom <i>pin</i>-a)	Xsr ± SD	Coef Var	Min	Max	Med	Q1 - Q3
PK%	7.11 ± 5.09	71,67%	2,45	14,03	4,07	2.87 - 13.10
PD%	4.34± 4.00	92,14%	1,2	14,7	2,87	1.72 - 5.50

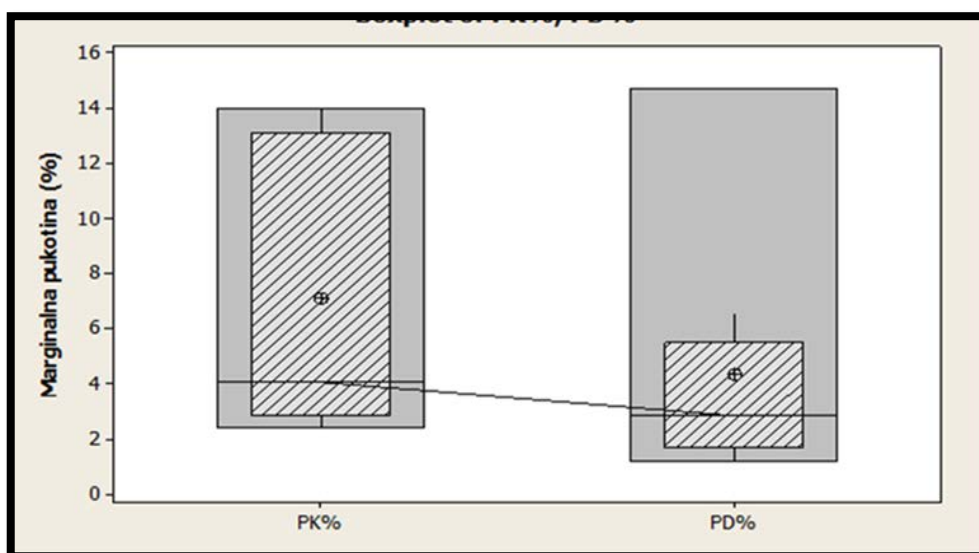
Q1-Q3 interkvartilni rang (obuhvata središnjih 50% rezultata)

Mann-Whitney testom sa pragom značajnosti 0,05 utvrđeno je da se srednje vrednosti rezultata marginalne adaptacije PK i PD grupe ne razlikuju statistički značajno (Tabela 32), što se uočava i na Grafikonu 6.

Tabela 32. Komparativna statistika rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih sa *pin*-om i polimerizovanih na dva načina-kontinuirano ili diskontinuirano

Tehnike polimerizacije	Tačkasta ocena razlike	95% CI za razliku	p-vrednost
PK vs PD	1,29	(-0.67 ; 8.89)	0,24

Na Grafikonu 6 dat je uporedni prikaz osnovnih statističkih parametara rezultata marginalne adaptacije PK i PD grupa.



Grafikon 6. Uporedni grafički prikaz osnovnih statističkih parametara grupa PK i PD. (* veliki pravougaonik je opseg min-max, mali pravougaonik je interkvartilni opseg Q1-Q3, kružić je aritmetička sredina, horizontalna linija je medijana)

5.12. Rezultati marginalne adaptacije dva *bulk-fill* kompozitna materijala-*Filtek Bulk Fill Flowable* i *SDR*

U Tabeli 33 prikazani su osnovni statistički parametri koji opisuju rezultate marginalne adaptacije *bulk-fill* kompozitnih materijala dva različita proizvođača. Koeficijenti varijabilnosti rezultata su izraženi, ali manje međusobno odstupaju, kao i razlike između minimalnih i maksimalnih vrednosti.

Tabela 33. Rezultati marginalne adaptacije dva *bulk-fill* kompozitna materijala

Kompozitni materijali	Xsr ± SD	Koef. var.	Min	Max	Med	Q1 - Q3
S%	12.50 ± 8.28	66,22%	3,64	27,21	11,22	5.48 - 19.49
F%	13.49 ± 8.00	59,33%	2,72	27,97	13,31	6.39 - 20.43

Q1-Q3 interkvartilni rang (obuhvata središnjih 50% rezultata)

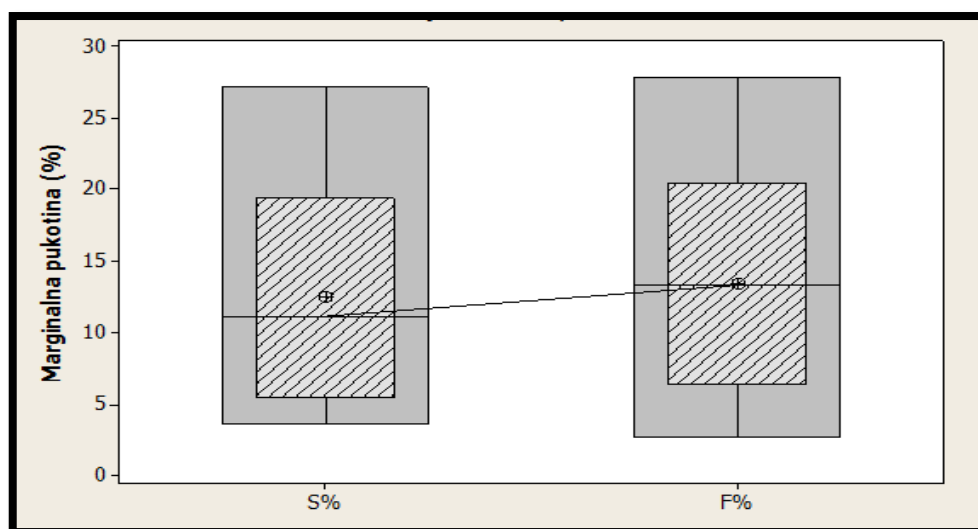
Komparativna statistika rezultata marginalne adaptacije za dva proizvođača *bulk-fill* kompozita urađena je *Mann-Whitney U* testom, a rezultati prikazani u Tabeli 34. Utvrđeno je

da sa pragom značajnosti $p \leq 0,05$ ne postoje statistički značajne razlike u stepenu marginalne adaptacije poređenjem dva *bulk-fill* kompozitna materijala.

Tabela 34. Komparativna statistika rezultata marginalne adaptacije dva *bulk-fill* kompozitna materijala

Kompozitni materijali	Tačkasta ocena razlike	95% CI za razliku	p-vrednost
S vs F	-1,61	(-8.96 ; 6.81)	0,68

Na Grafikonu 7 dat je uporedni prikaz osnovnih statističkih parametara rezultata marginalne adaptacije grupa-S i F. Može se uočiti ujednačen raspon svih posmatranih statističkih vrednosti stepena marginalne adaptacije između ove dve grupe.



Grafikon 7. Uporedni grafički prikaz osnovnih statističkih parametara grupa S i F (* veliki pravougaonik je opseg min-max, mali pravougaonik je interkvartilni opseg Q1-Q3, kružić je aritmetička sredina, horizontalna linija je medijana)

5.13. Rezultati marginalne adaptacije kompozitnog materijala *Filtek Ultimate Flowable* postavljenog *bulk* tehnikom i dva *bulk-fill* kompozitna materijala-*Filtek Bulk Fill Flowable* i *SDR* uz istovetni režim svetlosne polimerizacije

U Tabeli 35 prikazani su osnovni statistički parametri rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u jednom sloju (*bulk* tehnikom)-BK i dva *bulk-fill* kompozitna materijala-S i F, uz istovetni režim svetlosne polimerizacije. Niže vrednosti medijane (6,07) se uočavaju u grupi BK u poređenju sa ovim vrednostima u grupama S (11,22) i F (13,31).

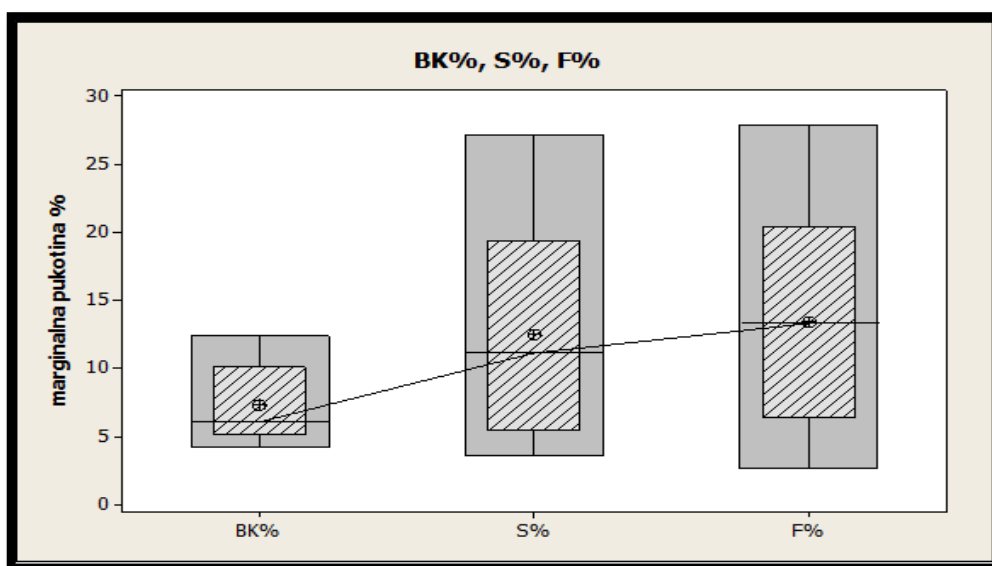
Tabela 35. Rezultati marginalne adaptacije ispitivanih kompozitnih sistema

Kompozitni materijali	Xsr ± SD	Koef. Var.	Min	Max	Med	Q1 - Q3
BK%	7.31 ± 2.78	38,00%	4,25	12,42	6,07	5,16-10,10
S%	12,50 ± 8,28	66,22%	3,64	27,21	11,22	5,48-19,49
F%	13,49 ± 8,00	59,33%	2,72	27,97	13,31	6,39–20,43

Rezultat komparativne statistike (*ANOVA*, *Kruskal-Wallis* test) ukazuje da nema statistički značajne razlike ($p=0,16$) u stepenu marginalne adaptacije između kompozitnih ispuna postavljenih *bulk* tehnikom i dva *bulk-fill* kompozitna materijala, uz istovetan režim svetlosne polimerizacije.

Budući da su izražene razlike u medijani i koeficijentu varijabilnosti između ispitivanih kompozitnih sistema (Tabela 35), primenjen je i dodatni *Mood's Median* test. Rezultat je i sa ovim testom potvrđen, odnosno utvrđeno je da ne postoje statistički značajne razlike u vrednostima marginalne adaptacije između ispitivanih kompozitnih sistema ($p=0,061$).

Na Grafikonu 8 dat je uporedni prikaz osnovnih statističkih parametara rezultata marginalne adaptacije ispitivanih kompozitnih sistema. Uočava se da konvencionalni kompozitni materijali postavljeni u jednom sloju poseduju niže vrednosti svih statističkih parametara rezultata marginalne adaptacije u poređenju sa oba *bulk-fill* kompozitna materijala.



Grafikon 8. Uporedni grafički prikaz osnovnih statističkih parametara grupa BK, S i F (* veliki pravougaonik je opseg min-max, mali pravougaonik je interkvartilni opseg Q1-Q3, kružić je aritmetička sredina, horizontalna linija je medijana)

5.14. Vrednosti dužine marginalne pukotine svih grupa

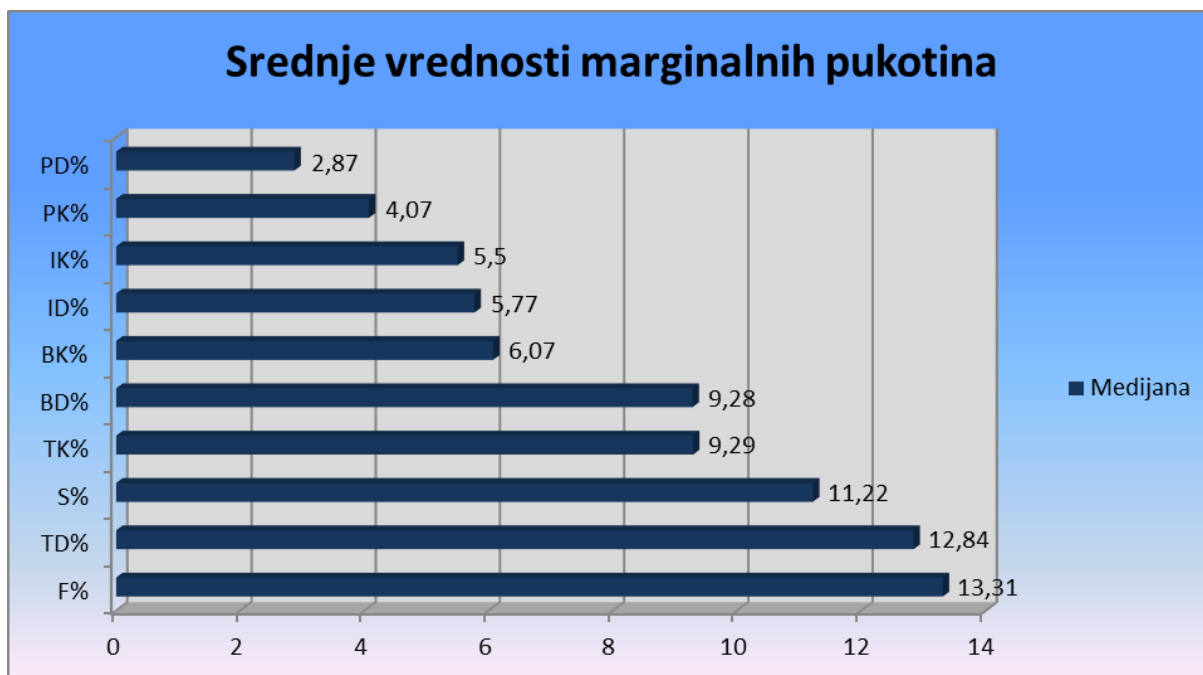
U Tabeli 36 date su vrednosti statističkih parametara kvaliteta marginalne adaptacije ispitivanih kompozitnih ispuna i to: minimalna i maksimalna vrednost marginalne pukotine (min i max), kao i medijane celog uzorka (med)-Tabela 37.

Tabela 36. i 37. Osnovni parametri deskriptivne statistike kompozitnih sistema celog uzorka

	Min	Med	Max
BK%	4,25	6,07	12,42
BD%	2,31	9,28	11,15
IK%	3,4	5,5	16,89
ID%	3,24	5,77	8,29
TK%	2,78	9,29	29,03
TD%	6,9	12,84	17,89
PK%	2,45	4,07	14,03
PD%	1,2	2,87	14,7
S%	3,64	11,22	27,21
F%	2,72	13,31	27,97

	Medijana
BK%	6,07
BD%	9,28
IK%	5,5
ID%	5,77
TK%	9,29
TD%	12,84
PK%	4,07
PD%	2,87
S%	11,22
F%	13,31

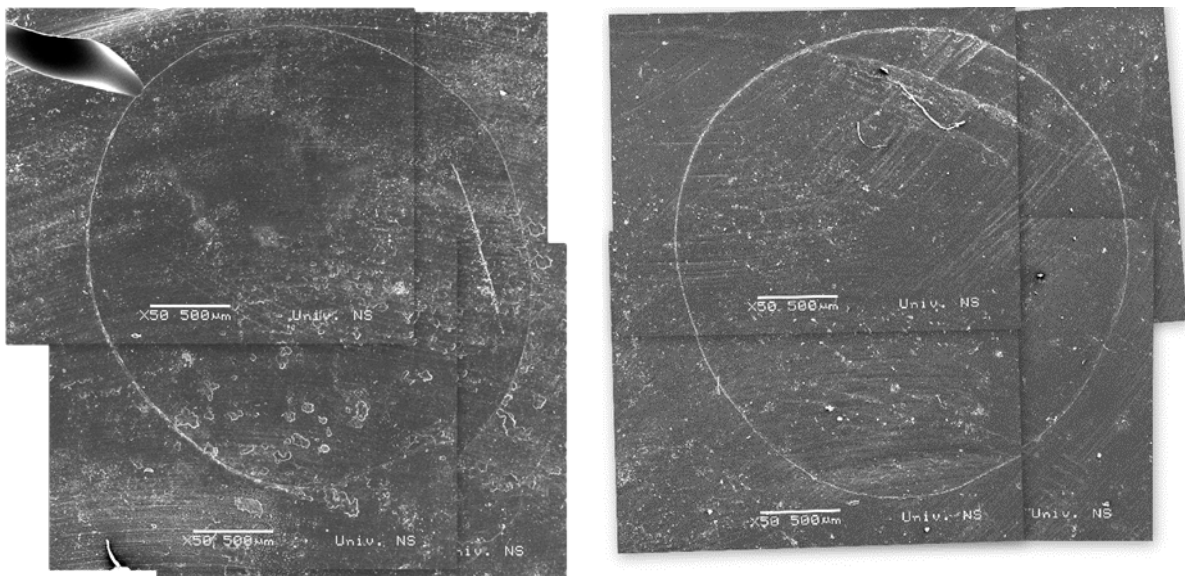
Na Grafikonu 9 prikazane su srednje vrednosti dužina marginalnih pukotina za ceo uzorak (n=100). Prikaz sadrži i rang svake grupe kompozitnih ispuna postavljenih i polimerizovanih na različite načine, u odnosu na preostale grupe. Najveća vrednost procentualno izražene dužine marginalne pukotine se uočava kod *bulk-fill* kompozita *Filtek Bulk Fill Flowable* (F), a najmanja vrednost dužine pukotine se uočava u grupi kompozitnih ispuna postavljenih sa *pin-om*, uz diskontinuirani režim svetlosne polimerizacije (PD).



Grafikon 9. Uporedni prikaz srednjih vrednosti dužina marginalnih pukotina za sve ispitivane grupe kompozitnih ispuna

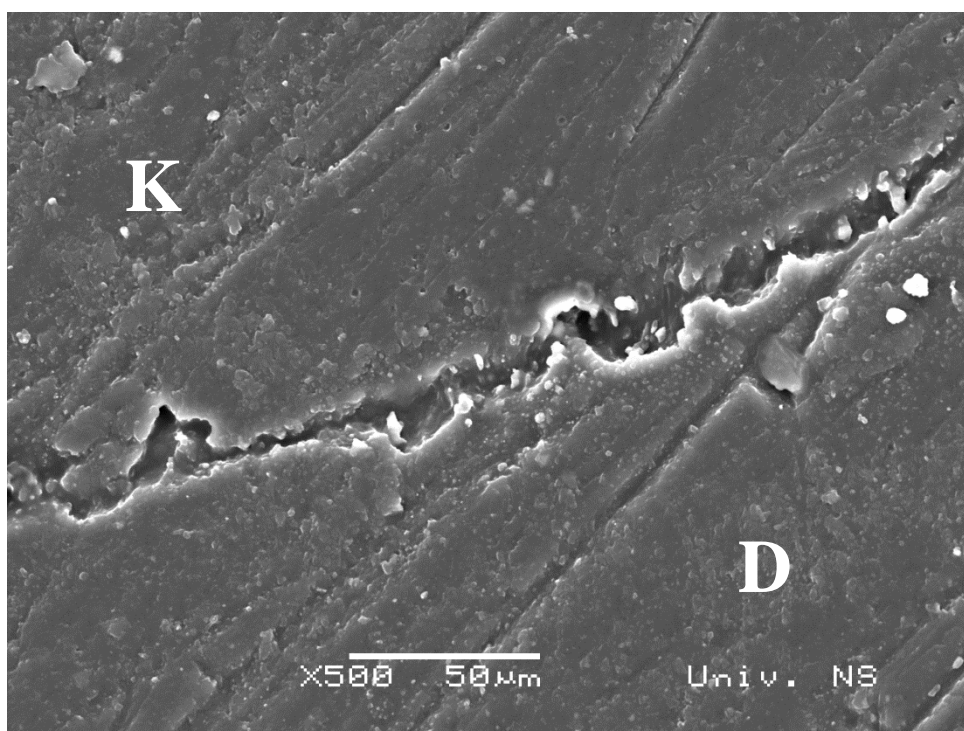
5.15. SEM analiza odnosa kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina na mikrofotografijama epoksi replika

Na Slikama 25 i 26 nalaze se kolaži SEM mikrofotografija epoksi replika adhezivnog spoja kompozit-dentin. Kolaži su napravljeni softverskom aplikacijom *Picasa 3*. Na prikazanim mikrofotografijama vršena su merenja dužine marginalne pukotine i marginalnog spoja kompozit-dentin. Sva merenja su urađena po četvrtinama cirkumferencije marginalnog spoja kompozit-dentin pri uvećanju 50x. Dopunska ispitivanja su vršena uvećanjem 200x i 500x za područja kod koji nije moglo biti jasno utvrđeno da li je došlo do prekida adhezivne veze ili ne.



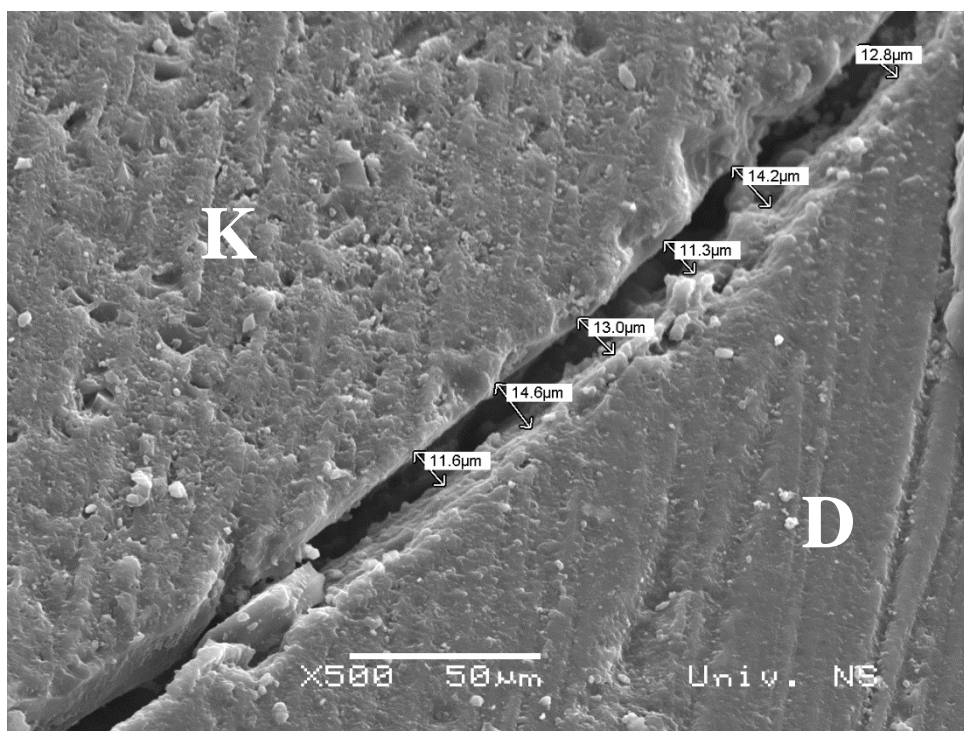
Slike 25 i 26. Kolaži sukcesivno napravljenih mikrofotografija marginalnog spoja kompozit-dentin u delovima do pune dužine pri uvećanju od 50x

Na Mikrofotografiji 1 prikazan je marginalni spoj dentina i kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* posmatran na epoksi replici pri uvećanju 500x. Može se uočiti da je ostvarena adhezivna veza zadovoljavajuća, bez prisustva marginalne pukotine. Uzorci svih epoksi replika obuhvaćenih istraživanjem posmatrani su pri uvećanju 30x. U slučaju da su pojedini delovi adhezivne veze nedovoljno jasno uočljivi pri ovim uvećanjima, oni su dodatno posmatrani uvećanjem 200x ili 500x, kako bi se sa sigurnošću utvrdilo da li je došlo do formiranja marginalne pukotine ili ne.



Mf. 1. SEM mikrofotografija replike marginalnog spoja dentin-kompozitni sistem *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable*. K-kompozit, D-dentin

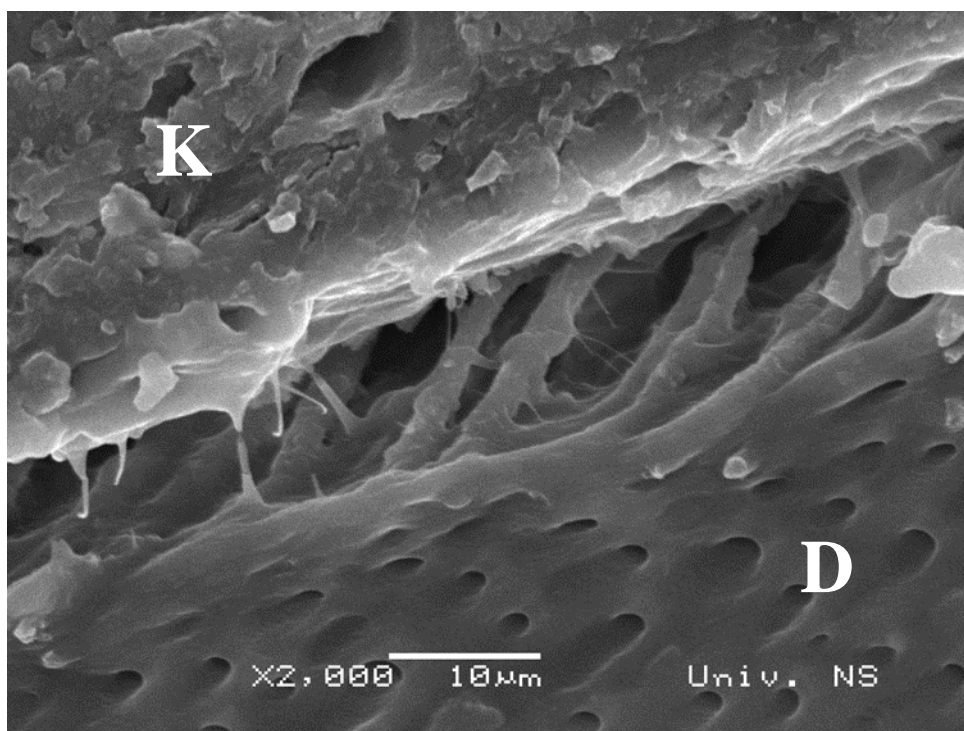
Na Mikrofotografiji 2 se nalazi prikaz marginalne pukotine na marginalnom spoju kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina, posmatran na epoksi replici, pod uvećanjem 500x. Izmerene su širine mikropukotina softverom mikroskopa (*NIH Image Analyser*) i maksimalna vrednost širine mikropukotine na ovoj mikrofotografiji iznosila je 14,6 μm .



Mf. 2. SEM mikrofotografija marginalnog spoja dentin-kompozitni sistem *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* sa marginalnom pukotinom posmatrano na epoksi replici. K-kompozit, D-dentin

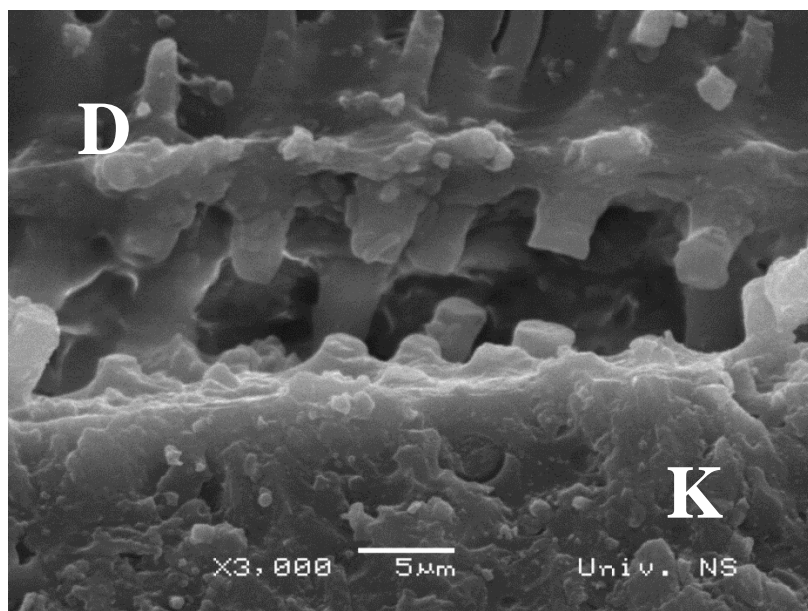
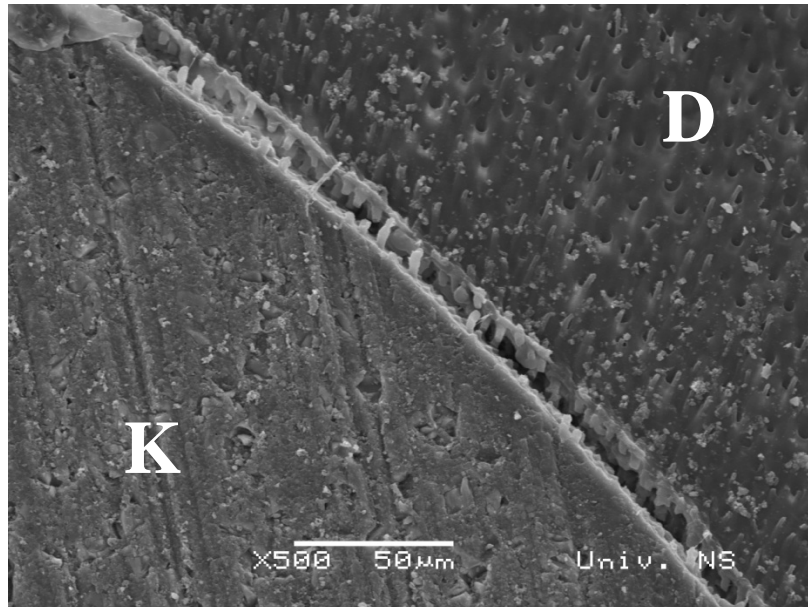
5.16. SEM analiza marginalnog spoja kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina na mikrofotografijama reprezentativnih, originalnih uzoraka zuba

Na Mikrofotografiji 3 prikazan je adhezivni spoj kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina posmatran pri uvećanju 2000x. Uočava se nepovoljan pravac pružanja dentinskih tubula za ostvarivanje kvalitetne adhezivne veze. Produžeci smole su koso orijentisani, sa brojnim lateralnim grananjem. Međutim, hibridni sloj je male debljine (svetlije boje), skoro neuočljiv. U ovom slučaju, jačina adhezivne veze između kompozita i zidova kaviteta je nadmašila vrednosti napona polimerizacione kontrakcije i sprečila nastanak mikropukotine na marginalnom spoju. Prazan prostor vidljiv na mikrofotografiji je nastao kao posledica pripreme uzoraka zuba za SEM analizu sa visokokonzentrovanom kiselinom i NaClO.



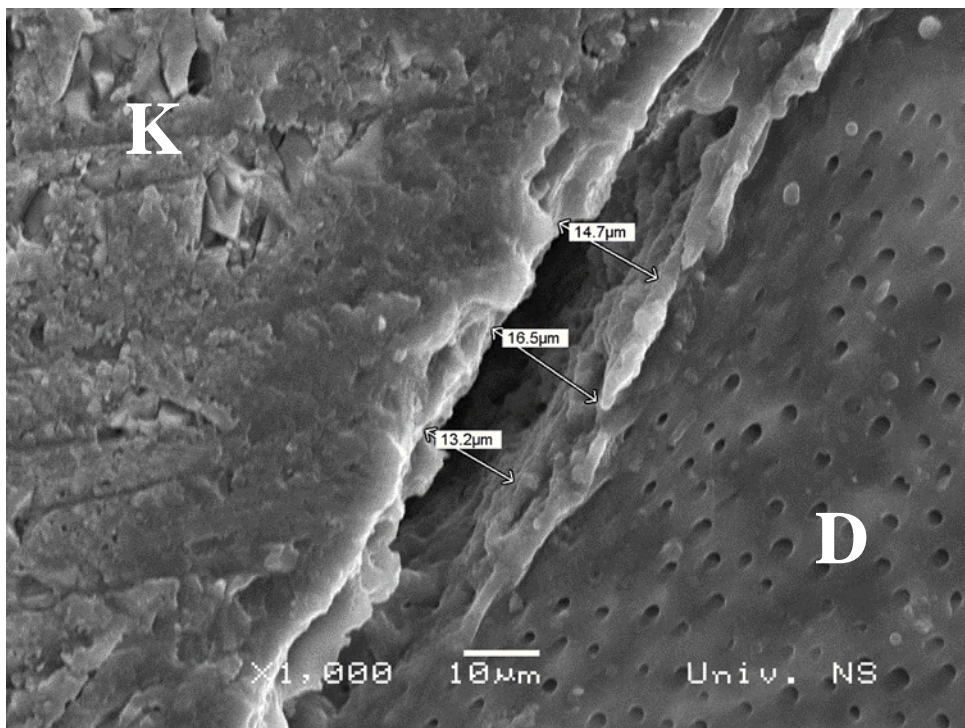
Mf. 3. SEM mikrofotografija originalnog, reprezentativnog uzorka zuba tretiranog kiselinom i NaClO sa prikazom adhezivne veze kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina- uvećanje 2000x. K-kompozit, D-dentin

SEM Mikrofotografije 4 i 5 prikazuju marginalnu pukotinu na adhezivnom spoju kompozitnog ispuna i dentinskog zida kaviteta analiziranu pod uvećanjem 500x i 3000x. Primećuju se brojni, dugački produžeci smole koji su penetrirali u kiselinom tretiran dentin, ali je usled polimerizacione kontrakcije došlo do njihovog prekida. U ovom slučaju se radi o adhezivnom tipu loma na nivou produžetaka smole.



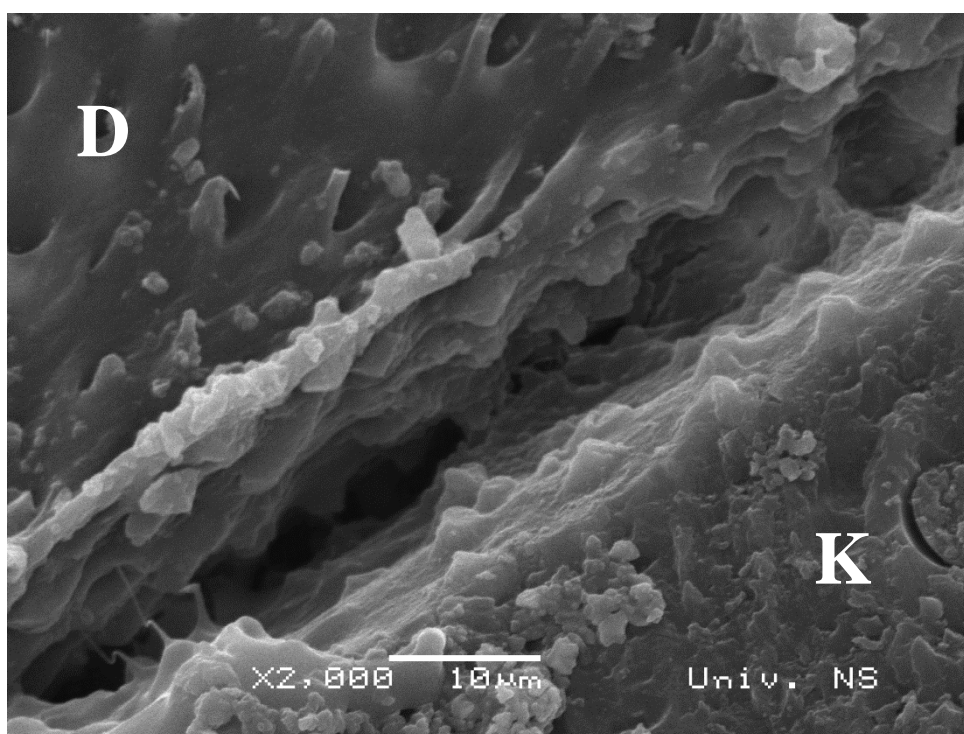
Mf. 4. i 5. SEM mikrofotografije originalnog, reprezentativnog uzorka zuba tretiranog kiselinom i NaClO sa prikazom marginalne pukotine na spoju kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina-uvećanje 500x i 3000x. K-kompozit, D-dentin

SEM Mikrofotografija 6 reprezentativnog, originalnog uzorka zuba daje prikaz kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* postavljenog pod oštrim uglom u odnosu na pravac pružanja dentinskih tubula. S obzirom na činjenicu da su dentinski kaviteti preparisani na bukalnim i oralnim površinama zuba, jasno je uočljiv nepovoljan pravac pružanja dentinskih tubula za ostvarivanje zadovoljavajuće adhezivne veze. Uvećanje pod kojim je analiziran adhezivni spoj kompozit-dentin je 1000x. Hibridni sloj je kod ovih uzoraka je veoma male debljine i svetlije je obojen. Produžeci smole nisu uočljivi. Na adhezivnom spoju se uočavaju kiselinom tretirani, otvoreni dentinski tubuli, ali smola nije penetrirala unutar njih. Širina pukotine je izmerena softverom mikroskopa i iznosila je 16,5 μm .



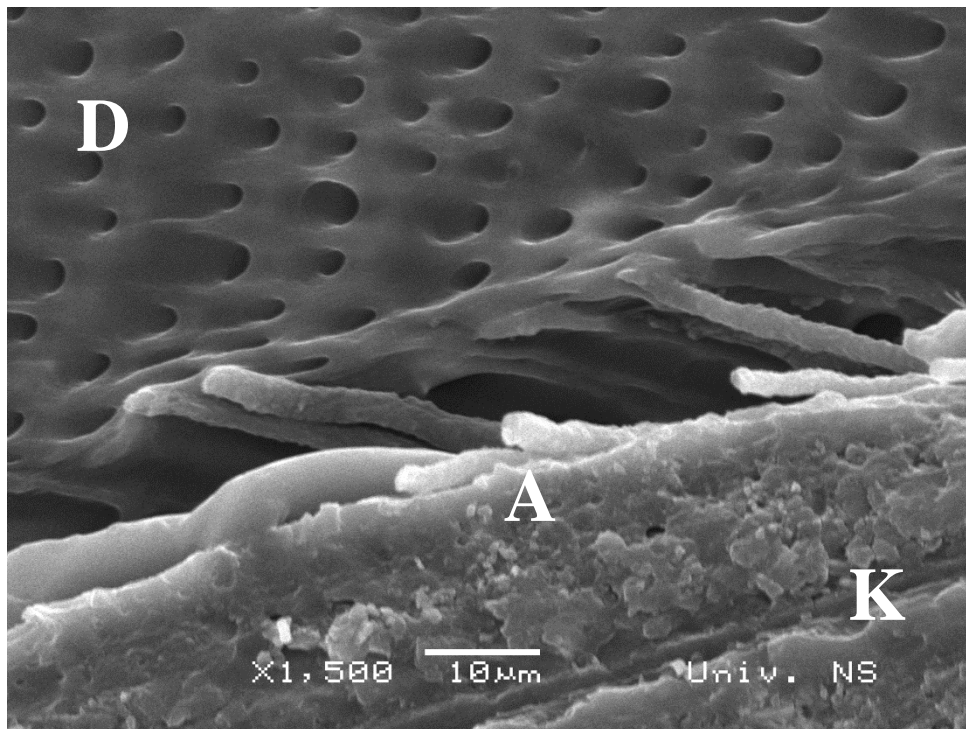
Mf. 6. SEM mikrofotografija originalnog reprezentativnog uzorka zuba tretiranih kiselinom i NaClO sa prikazom marginalne pukotine između kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina-uvećanje 1000x. K-kompozit, D-dentin

Na SEM Mikrofotografiji 7 dat je prikaz marginalnog spoja kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina sa izraženom marginalnom pukotinom. Uočavaju se mnogobrojni produžeci smole koji su penetrirali u kiselinom tretiran dentin, ali je došlo do njihovog pucanja usled polimerizacione kontrakcije tokom polimerizacionog procesa. Nastala marginalna pukotina je u ovom slučaju široka, sa prisustvom konveksiteta produžetaka smole u adhezivnom spoju. I u ovom slučaju se radi o adhezivnom tipu loma veze.



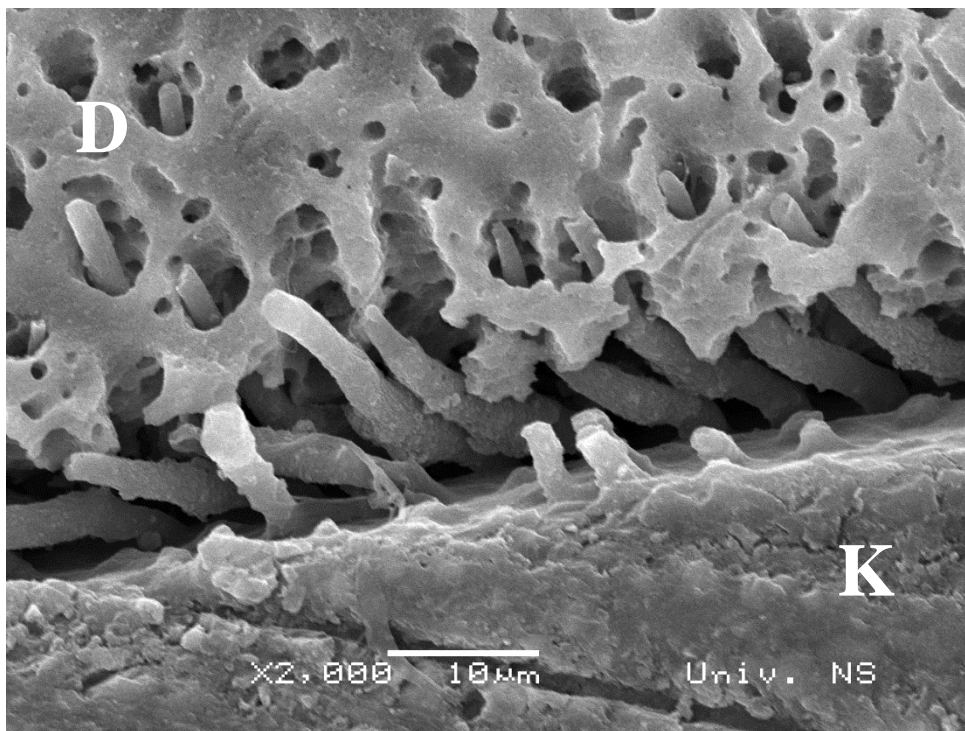
Mf. 7. SEM mikrofotografija originalnog, reprezentativnog uzorka zuba tretiranog kiselinom i NaClO sa prikazom marginalne pukotine na adhezivnom spoju kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina-uvećanje 2000x. K-kompozit, D-dentin

Izrazito nepovoljan pravac pružanja dentinskih tubula za formiranje adhezivne veze prikazan je na Mikrofotografiji 8. Uočavaju se produžeci smole koji su penetrirali u dentinske kanaliće. Pukotina vidljiva na mikrofotografiji je nastala kao posledica pripreme dentina za SEM analizu, a ne usled polimerizacione kontrakcije, sa obzirom na to da nije došlo do prekida produžetaka smole na adhezivnom spoju kompozitnog ispuna i dentinskog zida kaviteta.



Mf. 8. SEM mikrofotografija originalnog, reprezentativnog uzorka zuba tretiranog kiselinom i NaClO sa prikazom adhezivnog spoja kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina-uvećanje 1500x. K-kompozit, D-dentin, A-adheziv

Na Mikrofotografiji 9 prikazan je adhezivni spoj kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentinskog zida kaviteta sa marginalnom pukotinom. Dentinski tubuli su skoro paralelni sa zidovima kaviteta, što je veoma nepovoljno za ostariavanje predvidljive i snažne adhezivne veze kompozitnog ispuna i dentina. Uočavaju se brojni, dugački produžeci smole koji polaze iz dubljih slojeva kaviteta, a pri površini je došlo do njihovog prekida, najverovatnije kao posledica polimerizacione kontrakcije tokom polimerizacionog procesa kompozitnog materijala. Hibridni sloj se ne uočava. U ovom slučaju se radi o adhezivnom tipu frakture veze između kompozita i dentina.



Mf. 9. SEM mikrofotografija originalnog, reprezentativnog uzorka zuba tretiranog kiselinom (EDTA) i NaClO sa prikazom marginalne pukotine na adhezivnom spoju kompozitnog sistema *Adper Single Bond Plus-Filtek Ultimate Flowable* i dentina-uvećanje 2000x. K-kompozit, D-dentin,

6. DISKUSIJA

Marginalni integritet se definiše kao stepen/mera udaljenosti ispuna od zidova kaviteta zuba. Ovo svojstvo utiče na dugotrajnost, estetiku i mehanička svojstva kompozitnih ispuna. Marginalna pukotina se formira iz mikroprostora nastalog između ispuna i zuba kojim bakterije, oralni fluidi i debris prolaze, skraćujući preživljavanje kompozitnog ispuna u uslovima oralne sredine [92]. Uspešno ostvarena veza sa gleđi i dentinom je glavni cilj kome se teži primenom adhezivnih smola. Iako je razvojem adhezivnih sistema, značajno unapređen njihov kvalitet, polimerizaciona kontrakcija i marginalno curenje su ostali glavni faktori koji dovode do kliničkog neuspeha primene kompozitnih materijala.

Prema *Papacchini*-ju potpunu eliminaciju marginalne pukotine i mikrocurenja duž marginalnog spoja zub-ispun nemoguće je ostvariti [170]. Pukotina koja se javlja na spoju kompozitne smole i zidova kaviteta, a koja nastaje kao posledica polimerizacione kontrakcije, utiče na nastanak pojave mikrocurenja, praćeno kliničkim manifestacijama u vidu postoperativne osetljivosti, marginalne diskoloracije ispuna, sekundarnog karijesa i razvoja patologije pulpe zuba. Merenjem veličine ili dužine nastale mikropukotine, može se uspešno predvideti kliničko ponašanje adhezivnih sistema i/ili kompozitnih materijala i modifikovati klinička procedura postavljanja (inkrementalna tehnika postavljanja, primena tečnog kompozita ispod visoko-viskozno materijala, modifikacija polimerizacionog protokola, itd.).

6.1. Diskusija materijala i metodologije ispitivanja marginalne adaptacije kompozitnih ispuna

Laboratorijska ispitivanja u kojima se primenjuju različite metode koje imitiraju stvarnu kliničku situaciju, predstavljaju pouzdane testove ispitivanja kvaliteta marginalne adaptacije materijala za definitivne ispune. Naime, *Routl* je još 1978. godine u svom istraživanju kvantifikovao marginalnu adaptaciju kompozitnih ispuna SEM analizom adhezivnog spoja sa zubnim tkivom. U navedenoj studiji su kompozitni ispuni postavljeni u gleđ goveđih zuba [171]. Isti autor 1989. godine je marginalnu adaptaciju ocenjivao odgovarajućim računarskim programom [160].

Prema literaturi, nekoliko tipova kaviteta se mogu koristiti u ovu svrhu, cilindrični kaviteti [103,117] različitih dimenzija (1-4 mm), II [172] i V klase [169] humanih zuba. Prema ISO standardu testiranje adhezije kompozitnih ispuna za zubne strukture predstavlja merenje veličine pukotine na njihovom međuspoju, kod cilindričnih kaviteta prečnika 3 mm (preparisanih na središnjim delovima bukalnih površina trećih molara), dubine od najmanje 1,5 mm i veličine uzorka od najmanje 10 zuba [173].

U okviru ove doktorske teze izabrano je ispitivanje marginalne adaptacije različito postavljenih i polimerizovanih kompozitnih ispuna kako bi se omogućila kvantitativna analiza dužine pukotina nastalih na spoju kompozitnog ispuna i dentina.

6.2. Faktori koji utiču na rezultate ispitivanja marginalne adaptacije kompozitnih ispuna

1. Vrsta i dizajn kaviteta (cilindrični, I, II ili V klasa) značajno utiče na rezultate ispitivanja marginalne adaptacije, prvenstveno zbog težine međusobnog poređenja marginalne adaptacije kaviteta različitog dizajna i oblika, čak i kada se isti materijal primeni za ispune. Budući da konfiguracioni faktor kaviteta značajno doprinosi nastanku i veličini polimerizacionog stresa, u okviru ove teze je ispitana marginalna adaptacija kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete prve klase, sa najvećim konfiguracionim faktorom. Takođe, ostvarivanje adhezivne veze kompozita i dentina je nepredvidivo, pre svega zbog heterogene građe dentina. pa se primenom različitih adhezivnih sistema kao i tehnika postavljanja i polimerizacije kompozitnih ispuna teži postizanju što kvalitetnije marginalne adaptacije kompozitnih materijala i dentina. Uzimajući u obzir da u kliničkoj praksi veći deo površine kaviteta koja učestvuje u formiranju adhezivne veze čini dentin, kao i da je struktura i sastav dentina kompleksnija u odnosu na gleđ (dentin je vitalno tkivo) u okviru ove teze za ispitivanje marginalne adaptacije kompozitnih ispuna izabrani su kaviteti čije se ivice završavaju u dentinu. Takođe, izabran je cilindrični oblik kaviteta dimenzija 3x3 mm čime se postigla uniformnost dizajna kaviteta u svrhu ispitivanja marginalne adaptacije.

Hansen i sar. [174] su utvrdili da na kvalitet rubnog zatvaranja cilindričnih dentinskih kaviteta statistički značajan uticaj ima veličina kaviteta, oblik i položaj dentinskih tubula. Na osnovu dobijenih niskih vrednosti koeficijenta varijabilnosti za obeležje dužine ivice, dubine i oblika kaviteta/ispuna u okviru ove teze (Tabele 4-8) može se zaključiti da su dobijeni rezultati

marginalne adaptacije međusobno uporedivi, odnosno da su kompozitni sistemi postavljeni u standardizovane kavitete približno istog oblika i veličine.

2. Vrsta adhezivnog sredstva. Iako je *total-etch* tehnika vremenski zahtevnija u kliničkoj primeni, u poređenju sa *self-etch* tehnikom, i dalje se smatra zlatnim standardom za ostvarivanje predvidljive adhezivne veze kompozitnih ispuna sa tvrdim zubnim tkivima [175]. U ovom istraživanju je kod svih uzoraka primenjena dvofazna *total-etch* tehnika, sa identičnim adhezivnim sredstvom. Primena različitih adhezivnih sistema bi maskirala razlike u rezultatima među grupama u kojima se ispituje uticaj tehnike postavljanja i polimerizacije na marginalnu adaptaciju kompozitnih ispuna.

3. Vrsta kompozitnog materijala. Sistemskom evaluacijom je utvrđeno da polimerizaciona kontrakcija, polimerizacioni stres, kao i mogućnost tečenja kompozitnih smola doprinose nastanku marginalne pukotine [176]. Na polimerizacionu kontrakciju utiču količina punioca, tip monomera (dimetakrilatni, siloran, ormocer), vrsta, koncentracija fotoinicijatora i modulus elastičnosti kompozitnog ispuna.

U prvom delu istraživanja je isti nisko-viskozni kompozitni materijal-*Filtek Ultimate Flowable* postavljen u kavitete i polimerizovan različitim tehnikama, kako na dobijene rezultate ne bi uticala svojstva različitih kompozitnih materijala. *Filtek Ultimate Flowable* spada u grupu tečnih kompozita koji, prema indikaciji za upotrebu, može biti postavljen u kavitet kao restaurativni materijal koji će nadoknaditi izgubljeno dentinsko tkivo. Takođe, materijal je pakovan u tube sa nastavcima za direktno aplikovanje materijala u kavitet. Na ovaj način je postavljanje kompozitnih ispuna pojednostavljeno i mogućnost javljanja šupljina na spoju sa tvrdim zubnim tkivom je svedena na minimum.

U drugom delu istraživanju poređene su marginalne adaptacije dva nisko-viskozna *bulk-fill* kompozitna materijala-*Filtek Bulk Fill Flowable* i *SDR* koji se u kliničkoj praksi primenjuju kao zamenici dentina.

4. Tehnika postavljanja kompozitnih ispuna u kavitete. U dubljim kavitetima prve klase (najviši konfiguracioni faktor), predlagano je postavljanje kompozita u nekoliko slojeva maksimalne debljine 2 mm [83]. Na taj način se smanjuje količina materijala koji se unosi po jednom sloju i smanjuje se broj tzv.vezanih površina, čime je omogućeno veće tečenje kompozita (preraspodela monomernih molekula) u toku polimerizacionog procesa. U istraživanju su bile dve grupe u kojima su kompozitni ispuni postavljeni inkrementalnom tehnikom: u dva

horizontalna sloja i sa centralno postavljenim pinom u cilju eliminacije jedinstvene tačke stresa (nakon uklanjanja *pin*-a postavljen je i polimerizovan drugi sloj kompozitnog ispuna).

5. Način svetlosne polimerizacije. Pre dostizanja gel tačke, polimerizaciona kontrakcija nema klinički značaj, jer može biti delimično kompenzovana kretanjem molekula monomera, uglavnom sa slobodne površine materijala. Nakon gelacije, materijal postaje rigidan, pa plastična deformacija, tj. tečenje postaje nemoguće. Sposobnost materijala da proizvodi i da se oslobađa polimerizacionog stresa zavisi od visko-elastičnih svojstava tokom različitih stadijuma polimerizacije.

U istraživanju *Kloosterboer*-a i sar. utvrđeno je da kompozitni materijali dostižu gel tačku u prvih nekoliko sekundi od započinjanja procesa polimerizacije, kada stepen konverzije iznosi manje od 5 do 10 % [177]. U ovoj doktorskoj tezi dve sekunde nakon pokretanja polimerizacionog procesa nastupio je prekid svetlosne aktivacije u trajanju od 10 sekundi [117]. Tokom inicijalnih 10 sekundi produkuje se mala količina slobodnih radikala i novoformiranih dvostrukih veza, tako da je kompozitnom materijalu omogućena ralaksacija, neophodna za difuziju i preraspodelu reaktivnih molekula. Takođe, period “mraka” u trajanju od 10 sekundi je prihvatljiv sa kliničkog aspekta.

6. Temperatura ispitivanog materijala. U najvećem broju laboratorijskih istraživanja, kompoziti su ispitivani na ambijentalnoj temperaturi ($\approx 23^{\circ}\text{C}$). Međutim, kompozitni materijali veoma brzo dostižu temperaturu između 30 i 37°C nakon postavljanja u kavitet [127].

Preterano zagrevanje kompozita dovodi do značajne povrede pulpnog tkiva (praćene bolom i kasnijom nekrozom) do koje dolazi kod povećanja temperature pulpe za više od $6,5^{\circ}\text{C}$ [129]. *Lohbauer* i saradnici su merili porast temperature unutar pulpe na udaljenosti 2 mm od kompozita. Zagrejan kompozit na 68°C vodi porastu temperature pulpe pd samo $1,2^{\circ}\text{C}$. Dodatni porast temperature pulpe predstavlja još i kombinaciju efekta egzotermne reakcije polimerizacije i svetlosti za aktivaciju kompozita i iznosi $4,2^{\circ}\text{C}$ [126]. Veći uticaj na očuvanje vitaliteta pulpe može imati porast temperature nastao kao posledica svetlosne aktivacije nego postavljanjem zagrejanog kompozita u kavitet. Ovo je potvrđeno u studiji *Rueggeberg*-a i sar. gde je utvrđeno da se zubno tkivo ponaša kao odavač toplote, brzo snižavajući temperaturu zagrejanog kompozita na temperaturu tela [127].

Važno je naglasiti da zagrevanjem kompozitni materijal nikad ne dostiže temperaturu uređaja u kom se zagreva iz razloga što sadrži neorganske čestice i organsku smolu koji imaju funkciju toplotnog izolatora [128]. Dodatno, nakon uklanjanja kompozita iz uređaja za

zagrevanje, dolazi do brzog pada temperature kompozita, dok aplikacija i anatomsko oblikovanje kompozitnog ispuna dovodi do još značajnijeg pada temperature kompozita. U okviru ove doktorske teze zagrejani kompozit je aplikovan pomoću brizgalice u kavitet čime je postupak postavljanja kompozita skraćen, pojednostavljen i uniformisan. Takođe je merena je “stvarna” temperatura kompozita u trenutku aplikacije u kavitet. U ovom istraživanju je izmereno da je temperatura kompozitnog ispuna u trenutku postavljanja u kavitet iznosila 39°C. Približne vrednosti temperature kompozitnog ispuna tokom postavljanja u kavitet su dobili *Rueggeberg* i sar. [127]. U navedenom istraživanju je utvrđeno da iako je temperatura uređaja za zagrevanje (*Calset TM AdDent Inc., Danbury, CT, USA*) iznosila 60°C, izmerena temperatura kompozita je bila 54,7°C, ali nakon postavljanja u kavitet ona je iznosila svega 38,4°C. Stepen temperaturne promene kompozita zavisi i od termičkih svojstava samog materijala. Nakon postavljanja u kavitet, dolazi do hlađenja kompozita sve do uspostavljanja temperaturne ravnoteže sa okolnim zubnim tkivom, koja iznosi oko 30°C. Temperatura zubnog tkiva zavisi od pozicije u zubnom luku, dubine kaviteta i zapremine kompozita koji se postavlja.

7. Vrsta opreme kojom se vrši ispitivanje. Svetlosni mikroskop, Skening Elektronska Mikroskopija (SEM), ali i razne softverske aplikacije posebno dizajnirane za merenje dužine adhezivne veze na ivicama ispuna mogu biti primenjeni za kvalitativnu procenu marginalne adaptacije. Softverske aplikacije često sadrže i optičke senzore za detekciju pukotina oko cilindričnih kaviteta [178].

U ovom istraživanju primenjen je SEM, jer se analizom mikrofotografija mogu dobiti relevantni podaci o marginalnoj adaptaciji kompozitnih sistema. Zahvaljujući širokom opsegu uvećanja od 10x do 100000x, SEM analiza omogućava posmatranje različitih površina i struktura. Uvećanja preko 1000x omogućavaju uvid u mikromorfološku građu adhezivnog spoja ispun-zub, marginalne pukotine i utvrđivanje da li je došlo do adhezivnog ili kohezivnog tipa loma adhezivne veze. Priprema uzoraka originalnog tkiva (adhezivnog spoja kompozit-dentin) za SEM ispitivanje, vrši se tehnikama potpunog ili delimičnog rastvaranja dentina upotrebom visokokoncentrovanih kiselina, najčešće HCl i H₃PO₄ [179]. Za uklanjanje organske komponente upotrebljava se natrijum-hipohlorit.

Nedostatak primene SEM analize je što se trodimenzionalni spoj ispun-zub posmatra na dvodimenzionalnoj mikrofotografiji. U novije vreme, mikro-kompjuterizovana tomografija (mikro-CT) se sve više koristi za trodimenzionalno kvantifikovanje curenja duž spoja kompozit/zub [180]. Međutim, SEM analiza i dalje je pouzdana metoda koja omogućava kompletan uvid u morfološki izgled marginalnog spoja.

8. Način merenja mikropukotine. Marginalna adaptacija može biti evaluirana SEM analizom ili svetlosnim mikroskopom (sa ili bez prebojavanja ivica radi bolje vizualizacije pukotine). Na ovaj način može da se izračuna procenat kontinuirane površine adhezivnog spoja kompozit-zub u odnosu na njegovu ukupnu dužinu [110], kao i veličina najveće pukotine [181]. Postoji i druga primenjivana metoda koja meri dužinu kontrakcione pukotine na 8 tačaka (na svakih 45 stepeni duž celog marginalnog spoja kompozita i zidova kaviteta), a rezultati se prikazuju u procentima na osnovu odnosa dužine pukotine i dijametra kaviteta [182]. U laboratorijskoj studiji koju su izveli *Heinz* i sar. korišćen je fluorescentni mikroskop za evaluaciju marginalnog integriteta cervikalnih ispuna. Na ovaj način je poboljšana detekcija nevezanih površina pored ispuna, jer se specijalnim filterima poboljšavaju optički efekti zarobljenog vazduha u marginalnim pukotinama, čineći ih tako vidljivijim [183]. Međutim, tamne linije ili površine koje ukazuju na postojanje pukotine, su podjednako vidljive i pod stereo mikroskopom i SEM analizom [184].

Za ispitivanje marginalne adaptacije adhezivnih sistema i kompozitnih materijala u laboratorijskim uslovima koriste se ekstrahovani zubi, na kojima se preparišu kaviteti na isti način kao što se to izvodi i u kliničkim uslovima. Očigledno je da postoji razlika u proceni uspešnosti ostvarivanja adhezivne veze ispitivanjem na mikroskopskom nivou u poređenju sa makroskopskom evaluacijom koja se sprovodi sondiranjem uz eventualnu primenu lupe. U studiji koju su sproveli *Hickel* i sar. upoređeni su rezultati dobijeni SEM analizom i klinički simuliranom metodom. Utvrđeno je da su vrednosti kontinuirane ivice (bez mikropukotine) spoja kompozitnih materijala i zubnih tkiva bile više kada su ocenjivane pomoću lupe i sonde u klinički simuliranim uslovima u odnosu na SEM analizu [185].

9. Reproductibilnost mikroskopskih analiza. S ozirom na to da se mikroskopske analize sprovode subjektivnom procenom istraživača, određena doza varijabilnosti dobijenih rezultata je neizbežna. Inter-operator varijabilnost je viša u poređenju sa intra-operatorskom, odnosno evaluacijom istih uzoraka dva puta od strane jednog kalibrisanog istraživača, razlike u dobijenim rezultatima variraju u opsegu 2 do 8 % [160], dok ukoliko dva kalibrisana istraživača evaluiraju iste uzorke, razlike u rezultatima su u opsegu 10 do 20 % [186]. Zbog svega navedenog, uzorci treba da budu ispitivani od strane samo jednog istraživača, kao što je učinjeno u ovom istraživanju.

10. Načini ocenjivanja spoja kompozita i zuba. U ovom istraživanju su primenjene samo dve kategorije za ocenjivanje: kontinuirana veza; marginalna pukotina, zbog pojednostavljenja

statističke analize i interpretacije dobijenih rezultata. Previše kriterijuma za ocenjivanje dovodi do povećane subjektivnosti različitih istraživača.

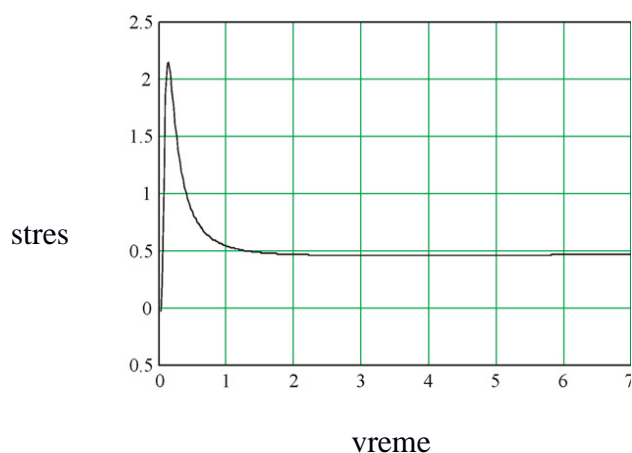
Ispitivanje marginalne adaptacije u ovom istraživanju vršeno je na mikrofotografijama replika spoja kompozit-dentin, SEM analizom. Nakon uzimanja otiska ispitivane površine polivinilsiloksanom niske viskoznosti, izlivanje otiska je urađeno u epoksi smoli i na taj način dobijena replika postavljena u uslove vakuuma. Još 1993. godine *Taylor* i *Lynch* su utvrdili u da je primena tehnike sa replikom preciznija za detektovanje marginalne pukotine u poređenju sa originalnim tkivom. Priprema uzoraka originalnog zubnog tkiva za SEM analizu može uzrokovati dehidraciju i skupljanje uzorka koje dovodi do širenja već nastalih mikropukotina adhezivnog spoja. Nedostaci primene tehnike procene marginalne adaptacije pomoću replike su što je ona vremenski zahtevnija, uzorci mogu da imaju šupljine ili višak epoksi smole i često dolazi do formiranja nepravilnih margina usled reakcije vode i materijala za otiskivanje (pojava koja se često dešava kod primene samonagrizajućih adhezivnih sistema koji sadrže vodu). Još jedan bitan nedostatak primene tehnike sa replikom je i inkorporacija blaznica vazduha (*air trapping*). Kada su blaznice smeštene na samom marginalnom spoju, taj deo se ne uračunava u ukupnu dužinu posmatranog spoja. Ovako postavljene blaznice mogu da prikriju postojanje dodatne pukotine. Međutim, ukoliko se blazne/defekti nalaze izvan spoja, pomažu u orijentaciji tokom mikroskopiranja [162].

6.3. Diskusija rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna svetlosno polimerizovanih kontinuirano i diskontinuirano

Veličina nastale polimerizacione kontrakcije i kontrakcionog stresa zavisi pre svega od viskozne komponente kompozitnog materijala. Stres se može umanjiti viskoznim tečenjem na dva načina. Prvi način se odnosi na eksterno tečenje koje podrazumeva da dostupna slobodna površina kompozita omogućava ovom materijalu deformaciju tokom skupljanja. Na povećanje ove plastične deformacije kompozita se može uticati povećanjem broja nevezanih, tj. slobodnih površina kompozitnih ispuna. To se postiže postavljanjem kompozita u slojevima-inkrementalnom tehnikom, posebno u kavitetima sa visokim konfiguracionim faktorom. Drugi način je tzv. interno tečenje i odnosi se na to da se polimerni lanci deformišu i klize u nove pozicije sve dok kompozit ne dostigne visok modulus elastičnosti, smanjujući i odlagajući na taj način nastanak kontrakcionog stresa. Na ovaj oblik tečenja se može uticati primenom

odgovarajućih tehnika svetlosne polimerizacije kojim bi se maksimalno odložila vitrifikacija kompozitnog materijala. Primenom intervala “mraka” omogućava se relaksacija kompozita, preraspodela polimernih lanaca i smanjuje se količina nastalog stresa sa svim svojim negativnim posledicama.

Polimerizacioni stres je najveći na samom početku svetlosne aktivacije kompozitnih ispuna. Dijagram stresa u funkciji vremena to i pokazuje (Slika 27). Prema dijagramu, polimerizaciju bi trebalo prekinuti baš u prvih nekoliko sekundi nakon pokretanja polimerizacionog procesa, kako bi bila omogućena relaksacija nastalog stresa, što su zaključili u svom istraživanju Petrović i sar. [107].



Slika 27. Dijagram stresa u funkciji vremena *Preuzeto iz rada Petrovic Lj, Atanackovic T. A model for shrinkage strain in photo-polymerization of dental composites. Dent Mater, 2008;24:556-560.

Verluis i sar su u svom istraživanju još 1994. godine utvrdili da gel tačka u kompozitnim smolama nastaje 1,5-2 sekunde nakon pokretanja polimerizacionog procesa [187]. Takođe i u drugim istraživanjima je utvrđen brzi rast vrednosti polimerizacione kontrakcije tokom prvih 10 sekundi standarne svetlosne polimerizacije [188,189,190].

Odlaganje ili pauza između dva pulsa svetlosne aktivacije kompozitnih smola može značajno doprineti smanjenju polimerizacione kontrakcije. Dok su *Lim* i sar. utvrdili da period “mraka” treba da traje minimum 2 minute [112], *Uno* i sar. su postigli visok kvalitet marginalne adaptacije primenom pauze između dva pulsa u trajanju 10 sekundi [117]. U istraživanju o uticaju pulsno-odložene svetlosne polimerizacije na rastvorljivost polimernih struktura, koje su sprovedli *Asmussen* i *Peutzfeldt* zaključeno je da produženjem vremenskog intervala prekida polimerizacije, dolazi do formiranja linearnijih polimernih lanaca. U grupi u kojoj je prekid

trajao najduže-3 minute, kompozitne smole su pokazale veću rastvorljivost u etanolu, nego u grupama gde je ovaj period bio kraći [118].

U ovom istraživanju je uveden interval u trajanju 10 sekundi bez svetlosne aktivacije, 2 sekunde nakon njenog pokretanja, kako bi bila omogućena preraspodela i “tečenje” polimernih lanaca pre dostizanja gel tačke. Ovako kratak interval prekida svetlosne polimerizacije je klinički prihvatljiv.

Lim i sar. su u svom istraživanju uočili manji nastanak stresa za 19 do 30 % kod tri različita kompozitna materijala primenom dvofaznog, u poređenju sa kontinuiranim režimom svetlosnog aktiviranja kompozitnih smola, ali sa podjednakom gustinom aplikovane energije. Oba režima su omogućila slične stepene konverzije. Prema ovim autorima, u toku primene dvofaznog režima, treba obratiti pažnju na tri aspekta: koliki je početni intezitet svetlosti, trajanje vremena ekspozicije početne iradijacije manjeg inteziteta, kao i vremenskog intervala između dve iradijacije [112]. *Friedl i sar.* su takođe ustanovili u svom istraživanju da *soft start* polimerizacija, kontinuirana, bez intervala mraka, nije omogućila bolju marginalnu adaptaciju. Merenjem polimerizacione kontrakcije, početno volumetrijsko skupljanje je počelo da se niveliše dve minute nakon svetlosne aktivacije, koliko autori ovog rada preporučuju da treba da bude minimum trajanja intervala mraka između dva pulsa, kako bi se postiglo značajnije smanjenje polimerizacione kontrakcije [191]. Iako bi duže trajanje intervala “mraka” bilo adekvatnije za produženje stadijuma niskog modulusa elastičnosti, ukupno vreme svetlosne aktivacije bi trebalo da bude što kraće sa aspekta kliničkog rada.

Ispitivanja marginalne adaptacije kompozitnih ispuna zasnovana na primeni diskontinuirane polimerizacije pokazala su kontradiktorne rezultate. Dok su neke studije pokazale poboljšanje marginalnog integriteta primenom diskontinuiranog režima prosvetljavanja [166,192], druge su pokazale da ne postoje značajne razlike u kvalitetu marginalnog integriteta primenom dva različita modaliteta svetlosne aktivacije-kontinuiranog i diskontinuiranog [191,193].

U okviru ove doktorske teze, nisu ustanovljene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije kompozitnih ispuna svetlosno polimerizovanih primenom dve tehnike-kontinuirano i diskontinuirano, bez obzira koja je tehnika postavljanja primenjena. Dobijeni rezultati bi se eventualno mogli povezati sa visokom zastupljenošću fotoinicijatora u ispitivanom materijalu i ranijeg dostizanja gel tačke tokom polimerizacionog procesa. Do ovog zaključka se došlo i u istraživanju Blažičeve i Živkovića o uticaju *soft start* polimerizacije na

kvalitet rubnog zatvaranja kompozitnih ispuna. U tom istraživanju razlike u dobijenim rezultatima kvaliteta rubnog zatvaranja između kompozitnih ispuna polimerizovanih primenom *soft start* i standardne tehnike svetlosne polimerizacije nisu bile statistički značajne [194]. Takođe, može se uzeti u obzir i da je vremenski interval prekida svetlosne polimerizacije primenjen u okviru ove doktorske teze bio verovatno isuviše kratak (10 sekundi) za odlaganje dostizanja gel tačke, iako je ovaj period veoma prihvatljiv sa kliničkog aspekta.

Dodatno objašnjenje za neusaglašenost rezultata marginalne adaptacije u pomenutim istraživanjima uključuje i faktore vezane kako za ispitivani materijal, tako i za kavitet. Sadržaj punioca, modulus elastičnosti, fotoinicijatori, matriks kompozitnog ispuna, primenjeno adhezivno sredstvo, "C-faktor" kaviteta i brojne druge varijable mogu uticati na rezultate dobijene u različitim istraživanjima. U istraživanju koje su sprovedi *Ishikiriama* i sar. evaluiran je uticaj "C-faktora" i tehnike polimerizacije na veličinu nastalih kontrakcionih sila. Prema rezultatima navedene studije, primenom diskontinuirane polimerizacije smanjuje se magnituda kontrakcionih sila, ali samo u slučaju niskog "C-faktora". Za visok "C-faktor", primenom diskontinuirane tehnike polimerizacije ne može se očekivati smanjenje jačine kontrakcionih sila tokom polimerizacionog procesa [195].

U okviru ove teze, cilindrični dentinski kaviteti su posedovali visok "C-faktor", što može uticati na dobijene rezultate marginalne adaptacije koji se nisu statistički razlikovali u zavisnosti od primenjene tehnike svetlosne polimerizacije.

Ostao je nejasan uticaj diskontinuirane svetlosne iradijacije na polimernu strukturu. Primenom niskog, početnog inteziteta svetlosti za polimerizaciju, neće biti ostvaren adekvatan stepen konverzije, što će takođe rezultirati u slabijim mehaničkim svojstvima materijala [110,196] i smanjenom biokompatibilnošću [40]. Sa druge strane, *Uno* i *Asmussen* su utvrdili da primenom diskontinuirane tehnike polimerizacije dolazi do smanjenja širine i dužine marginalne pukotine, bez uticaja na mehanička svojstva ispitivanog kompozitnog materijala [197].

Brzina i veličina stresa koji se razvija prilikom polimerizacione kontrakcije mogu se povećati ukoliko se intezitet emitovane svetlosti poveća [196]. Ovi podaci su zasnovani na činjenici da kompozitne smole koje se aktiviraju pomoću nižeg inteziteta svetlosti pokazuju značajno bolju marginalnu adaptaciju nego kad se aktiviraju sa višim intezitetom svetlosti [198]. Međutim, primenom početnog, nižeg inteziteta svetlosti aktivira se samo mali udeo molekula kamforhinona, rezultujući u formiranju svega nekoliko tzv. "rastućih centara" u smoli

i relativno linearnoj polimernoj strukturi [118]. Kako bi se sa većom sigurnošću obezbedila zadovoljavajuća mehanička svojstva diskontinuirano polimerizovanog kompozitnog ispuna, u ovom istraživanju je početni intezitet svetlosti imao istu vrednost kao i završni. To je i sa aspekta kliničke primene prihvatljivije, s obzirom na veću dostupnost na stomatološkom tržištu svetlosnih izvora za aktivaciju kompozitnih materijala koji mogu da emituju svetlost samo određenog inteziteta.

6.4. Diskusija rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete različitim tehnikama

Na osnovu rezultata dobijenih ispitivanjem kvaliteta marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih različitim tehnikama i kontinuirano polimerizovanih, došlo se do zaključka da među grupama ne postoji statistički značajna razlika u srednjim vrednostima dužine marginalne pukotine. Međutim, srednje i maksimalne vrednosti dužine marginalne pukotine bile su najizraženije u grupi gde su se kompozitni ispuni zagrejani na temperaturu od 68°C postavljani u kavitete, bez obzira da li su bili kontinuirano ili diskontinuirano polimerizovani.

Temperatura je jedan od brojnih faktora koji utiču na efikasnost polimerizacije kompozitnih ispuna. Mehanička svojstva kompozitnih dentalnih materijala su poboljšana kada se oni zagrejani na temperaturu od 60°C svetlosno aktiviraju [199]. Ubrzanje polimerizacionog procesa na višim temperaturama dovodi do većeg stepena aktivacije, povećanog nastanka stresa i bržeg dostizanja gel tačke [122]. Iako je veći nivo aktivacije poželjan zbog većeg stepena konverzije koji utiče na formiranje optimalnijih mehaničkih svojstava materijala, nastali kontrakcioni stres uzrokuje slabiji integritet veze sa dentinom [123]. Zagrevanje konvencionalnih kompozitnih materijala u kliničkoj praksi olakšava njihovo rukovanje i adaptiranje prema zidovima kaviteta, jer se smanjivanjem viskoznosti povećava tečenje materijala. Međutim, veći stepen konverzije vodi i izraženijoj polimerizacionoj kontrakciji prethodno zagrejanih kompozitnih ispuna koje je utvrđeno i u ovom istraživanju. Brži polimerizacioni proces dozvoljava reaktivnim molekulima kraće vreme za reorganizaciju i brže dostizanje gel tačke.

Statistički značajno niže vrednosti marginalne adaptacije utvrđene su u grupi kompozitnih ispuna postavljenih uz prethodno zagrevanje i diskontinuirano polimerizovanih. Jedno od potencijalnih objašnjenja ovakvog rezultata može biti u viskoelastičnom ponašanju kompozita

koje je uzrokovalo dodatno odvajanje od zidova kaviteta. Naime, postoje dva osnovna tipa viskoelastične deformacije. Pored viskozne deformacije, koja je odgovorna za većinu mehaničkih svojstava kompozita, istovremeno se javlja i tzv.zaostala elastična deformacija. Zaostala elastična deformacija nastaje trenutno, tokom oblikovanja kompozitnog ispuna u kavitetu. Imajući u vidu da kompozitni materijal poseduje tzv.memoriju, zahvaljujući svojstvu zaostale elastične deformacije, postepeno će težiti da se vrati u svoj prvobitni oblik. Ovaj proces je ubrzan na višim temperaturama [200]. Postavljanje zagrejanog kompozita u kavitet i njegovo oblikovanje dovodi do dodatnog odvajanja ispuna od zidova kaviteta, kako zbog njegovog hlađenja (termička kontrakcija), tako i zbog težnje materijala da se pri višim temperaturama brže vrati u svoj prvobitni oblik. Iz rezultata dobijenih u ovom istraživanju može se zaključiti da je interval “mraka” u trajanju od 10 sekundi bio dovoljan da se kompozitni materijal ohladi i izraženije odvoji od zidova kaviteta.

Pri postavljanju tečnih kompozita u kavitete ne postoji potreba da se oni oblikuju. Pritisak na klip tube u kojoj su ovi materijali pakovani (kako bi se materijal mogao istisnuti i postaviti u kavitet pomoću brizgalice) izaziva prolazno smanjenje viskoznosti [100]. Ovo svojstvo materijala se naziva tiksotropija. Prestankom delovanja ove sile primenjene za njihovo istiskivanje u kavitet, tečni kompoziti se vraćaju u originalni, viskozni oblik. Na višim temperaturama ova pojava se brže odvija.

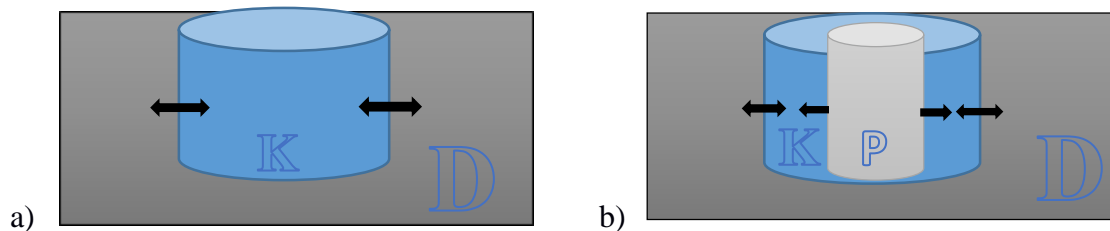
Iz svega navedenog može se zaključiti da se postavljanjem zagrejanih kompozitnih ispuna javlja izraženije volumetrijsko skupljanje iz tri razloga:

- Polimerizaciona kontrakcija. Usled veće mobilnosti reaktivnih molekula pri višim temperaturama, dolazi do izraženijeg stepena konverzije što neminovno vodi izraženijoj polimerizacionoj kontrakciji kompozitnog materijala.
- Termička kontrakcija. Ubrzo nakon postavljanja zagrejanog kompozita u kavitet, dolazi do njegovog hlađenja kako bi dostigli temperaturu zidova kaviteta, tj. dolazi do termičke kontrakcije.
- Zakasnela elastična deformacija. Pri višim temperaturama ovo svojstvo kompozitnih materijala se brže ispoljava.

Sa druge strane, statistički značajno bolji rezultati marginalnog “pečaćenja” kompozitnih ispuna dobijeni su postavljanjem u kavitete sa ciljem eliminacije jedinstvene tačke stresa-primenom *pin*-a, uz diskontinuiranu svetlosnu polimerizaciju. Osnovna ideja primene *pin*-a bila je da se njegovim postavljanjem u centralni deo kaviteta eliminiše mesto gde je nastali stres

najveći, modifikujući njegovu distribuciju [103].

Takođe, postavljanjem *pin*-a u centralni deo kaviteta povećava se površina tzv. nevezanog kompozita i umanjuje se količina materijala koji se postavlja u prvom sloju. U ovom istraživanju je korišćen transparentni, stakleni *pin* što bi trebalo da doprinese sprovođenju svetlosti u dublje slojeve kaviteta i polimerizaciju kompozitnog ispuna na dnu kaviteta koji u ovom slučaju iznosi oko 3 mm. Nakon polimerizacije prvog sloja kompozita, *pin* je uklonjen i nastali cilindrični kavitet dimenzija pina je ispunjen sa drugim slojem kompozita i svetlosno polimerizovan (Šema 3). Na taj način je kompozitni ispun postavljen primenom modifikovane inkrementalne tehnike sa *pin*-om.



Šema 3. a) Kompozitni ispun u dentinu, b) Kompozitni ispun sa cilindričnim *pin*-om postavljenim u centru. K-kompozit, D-dentin, P-*pin*.

Dijametar korišćenog *pin*-a je iznosio 1,2 mm, a prosečni dijametar kaviteta je bio 3 mm. Na osnovu ovih vrednosti zaključuje se da je količina (volumen) prvog sloja kompozita bio 1,5x veći od volumena drugog sloja kompozitnog ispuna, koji je postavljen unutar cilindričnog prostora nastalog uklanjanjem *pin*-a. Povećanjem dijametra *pin*-a, istovremeno bi se povećala i nevezana površina kompozitnog materijala, a volumen prvog sloja kompozitnog ispuna bi se smanjio.

Primenom transparentnog, cilindričnog *pin*-a pri postavljanju kompozitnog ispuna u kavitet I klase, istovremeno je omogućena eliminacija jedinstvene tačke stresa, smanjenje volumena kompozita koji se svetlosno polimerizuje i adekvatna polimerizacija dubljih slojeva kompozitnog ispuna. Kako su rezultati marginalne adaptacije bili statistički značajno bolji u poređenju sa drugim tehnikama postavljanja, ali samo kada su kompozitni ispuni bili diskontinuirano polimerizovani, dolazi se do zaključka da su na to uticali kombinacija eliminacije jedinstvene tačke stresa i odlaganje gelacije, prekidom inicijalne svetlosne polimerizacije.

Uprkos kontradiktornim podacima u dostupnoj literaturi o uspešnosti primene

inkrementalne tehnike postavljanja kompozitnih ispuna, ova tehnika je naširoko prihvaćena u kliničkoj praksi, jer se smatra da njenom primenom dolazi do smanjenja “C-faktora” kaviteta. Povećanjem broja slobodnih površina dostupnih za tečenje (plastičnu deformaciju) kompozitnog materijala, umanjuje se veličina polimerizacionog stresa. Statistički značajne razlike kvaliteta marginalne adaptacije nisu utvrđene u ovom istraživanju postavljanjem kompozitnih ispuna *bulk* tehnikom i inkrementalno, bez obzira na primenjenu tehniku polimerizacije. Ovo je u skladu sa rezultatima koje su dobili *He i sar.* u istraživanju o uticaju primene inkrementalne tehnike postavljanja kompozitnih ispuna i dimenzija kaviteta na jačinu adhezivne veze. Jačina adhezivne veze kod primenjene *bulk* tehnike bila je slabija u poređenju sa inkrementalnom tehnikom, ali samo kada su se kompozitni ispuni postavljali u velike kavitete–dubine 5 mm. Kada su se kompozitni ispuni postavljali primenom ove dve tehike u manjim kavitetima-dubine 3 mm, nije bilo razlike u dobijenim rezultatima jačine adhezivne veze [201]. Generalno, dijametar i dubina kaviteta utiču na mikrocurenje i kvalitet marginalne adaptacije kompozitnih ispuna u cilindričnim kavitetima. Međutim, dubina kaviteta ima izraženiji uticaj na ova svojstva kompozitnih ispuna, iz razloga što je veličina “C-faktora” direktno proporcionalna dubini ispuna, a obrnuto proporcionalna njegovom dijametru. Ovo je je zaključeno u istraživanju *Braga-e i sar.* gde se ispitivao uticaj dimenzija kaviteta na nastanak polimerizacionog stresa i mikrocurenja kompozitnih ispuna u laboratorijskim uslovima [202].

Brojne studije su ispitivale uspešnost primene inkrementalne tehnike u poređenju sa *bulk* tehnikom. Primenjene su metode konačnih elemenata, fotoelastične metode i testovi prodora boje. Nije utvrđeno statistički značajno manje formiranje stresa ili razlike u kvalitetu marginalne adaptacije, kada su poređene ove dve tehnike postavljanja kompozitnih ispuna [101,203,204]. *Crim i Chapman* su u svom istraživanju takođe zaključili da inkrementalna tehnika postavljanja kompozita nije bila efikasnija u smislu smanjenog prodora boje duž spoja kompozit-ispun [205].

U dva istraživanja premolari su bili restaurisani kompozitnim ispunima primenom dve različite tehnike postavljanja-*bulk* i inkrementalna, a svetlosna polimerizacija je bila standardna i pulsno-odložena. Nisu utvrđene statistički značajne razlike u dobijenim rezultatima ispitivanja mikrocurenja kompozitnih ispuna postavljenih i polimerizovanih na pomenute načine. Međutim, u istim istraživanjima je vršeno i ispitivanje tvrdoće istih kompozitnih ispuna. Tvrdoća je bila značajno manja u grupi gde su oni postavljeni *bulk* tehnikom, što ukazuje na postojanje ograničene dubine na kojoj kompozitni ispuni mogu biti adekvano polimerizovani [206,207]. Takođe, ograničena dubina polimerizacije dovodi do javljanja dubljeg, nedovoljno

polimerizovanog sloja kompozitnog ispuna koji se manje kontrahuje od površnog, potpuno polimerizovanog kompozitnog materijala. Prisustvo ovakvog nedovoljno polimerizovanog sloja kompozita omogućava dodatno mesto na kom se odvija relaksacija stresa celog kompozitnog ispuna koji se preko njega dodatno plastično deformiše.

Iako je u ovom istraživanju utvrđeno da kvalitet marginalne adaptacije kompozitnih ispuna nije unapređen primenom inkrementalne tehnike u poređenju sa *bulk* tehnikom, treba imati u vidu da maksimalna dubina svetlosne polimerizacije za konvencionalne kompozite iznosi 2 mm. Postavljanjem kompozitnih ispuna u slojevima većim od 2 mm, dublji slojevi ostaju nedovoljno polimerizovani što vodi slabijim mehaničkim [39] i biološkim svojstvima kompozitne smole [40], praćenom povećanom elucijom nereagovalih reaktivnih molekula prema pulpi zuba.

6.5. Diskusija rezultata dobijenih postavljanjem dva *bulk-fill* kompozitna materijala

U ovom istraživanju je primenjeno isto adhezivni sredstvo-*Adper Single Bond Plus*, 3M ESPE, St Paul, MN, USA kako bi se standardizovali uslovi u kojima je ispitivana marginalna adaptacija dva različita *bulk-fill* kompozitna materijala. Takođe, oba materijala su postavljena u dentinske kavitete ispreparisane na istom zubu, samo je površina bila različita, tj. jedan materijal je postavljan bukalno, a drugi oralno. Na taj način je i faktor adherent standardizovan, sa istim pravcem pružanja dentinskih tubula za oba materijala. Varijable u ovako formiranim uslovima su bile samo materijal i njegova svojstva.

Veličina polimerizacione kontrakcije je obrnuto proporcionalno količini punioca. Od dva korišćena *bulk-fill* kompozitna materijala u ovoj studiji, *SDR* je pokazao bolje vrednosti marginalne adaptacije, iako ne statistički značajno, usled nešto većeg sadržaja punioca u poređenju sa *Filtek Bulk Fill Flowable* kompozitom (*SDR*-68 %, prema *FBFF*- 64,5 % težinski udeo punioca).

Konvencionalni tečni kompoziti su uglavnom izgrađeni iz kombinacije monomera na bazi BisGMA/TEGDMA. BisGMA je visoko-viskozni molekul velike molekulske težine koji uzrokuje manju polimerizacionu kontrakciju i daje superiornija mehanička svojstva kompozitnim materijalima. TEGDMA je nisko-viskozni molekul koji poboljšava mobilnost reaktivnog medijuma, uzrokuje viši stepen konverzije, polimerizacione kontrakcije i modulusa

elastičnosti usled izraženijeg umrežavanja polimernih lanaca [208]. Ovaj molekul je kod tečnih kompozita prisutan u većoj koncentraciji kako bi se održala niska viskoznost ove grupe materijala. Međutim, *low shrinkage bulk-fill* kompozitni materijali su izgrađeni od monomera na bazi UDMA koji zamenjuje molekule TEGDMA i BisGMA kako procentualno, tako i u potpunosti. UDMA molekul pokazuje veći stepen mobilnosti pri većem stepenu konverzije, zbog čega kompozitne smole koje sadrže ovaj monomer razvijaju manji polimerizacioni stres u poređenju sa monomerima na bazi BisGMA (pri istim vrednostima kontrakcije i elastičnog modulusa) [209]. Niži procentualni udeo BisGMA molekula u nisko-viskoznom *bulk-fill* kompozitnim smolama, uzrokuje inferiornija mehanička svojstva, zbog čega zahtevaju prekrivanje sa visoko-viskoznom kompozitnim materijalom u kliničkim uslovima.

SDR sadrži patentiran, modifikovan monomer UDMA sa velikom molekulskom masom od 849 mg/mol, za razliku od konvencionalnog UDMA (470 mg/mol), Bis-GMA (512mg/mol) ili Bis-EMA (496 mg/mol). Na taj način, kontrakcija bi mogla biti umanjena smanjenjem broja reaktivnih monomera po jedinici zapremine [78,123]. Pored modifikovanog UDMA, u ovom materijalu je molekul BisGMA u potpunosti zamenjen i sa manje viskoznom dimetakrilatima-TEGDMA i EBPADMA (etoksiletid-bisfenol-A-dimetakrilat). Ova dva monomera doprinose formiranju fleksibilnije polimerne mreže sa manjom polimerizacionom kontrakcijom, u poređenju sa kompozitnim smolama na bazi BisGMA molekula [210].

Sa druge strane, *Filtek Bulk Fill Flowable* sadrži umesto molekula TEGDMA, prokriatnu smolu koja poseduje veliku molekulsku težinu, ali nisku viskoznost. Ova smola je po svojoj formulaciji slična BisGMA molekulu, a razlika je u tome što ne poseduje hidroksilne grupe, što smanjuje njenu viskoznost. Specifičnom proporcijom količine monomera BisGMA, UDMA, BisEMA i prokriatne smole koji poseduju velike molekulske težine, smanjena je polimerizaciona kontrakcija, a mehanička svojstva unapređena ovog *bulk-fill* kompozitnog materijala.

6.6. Diskusija rezultata marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih *bulk* tehnikom i dva *bulk-fill* kompozitna materijala, uz istovetni režim svetlosne polimerizacije

Na osnovu dobijenih rezultata u ovom istraživanju, dokazana je hipoteza da ne postoji statistički značajna razlika u marginalnoj adaptaciji dva *bulk-fill* kompozitna materijala. Takođe, poređenjem rezultata marginalne adaptacije konvencionalnog tečnog kompozita *Filtek*

Ultimate Flowable postavljenog *bulk* tehnikom i dva *bulk-fill* kompozitna materijala, uz istovetan, kontinuiran režim svetlosne polimerizacije, došlo se do zaključka da ne postoje statistički značajne razlike.

Poređenjem osnovnih statističkih parametara ispitivanih kompozitnih sistema, utvrđeno je da je srednja vrednost dužine marginalne pukotine bila manja, ali ne statistički značajno, postavljanjem konvencionalnog, nisko-viskoznog kompozitnog ispuna *bulk* tehnikom u dentinske kavitete. Budući da su svi konvencionalni kompoziti predviđeni da se svetlosno aktiviraju u slojevima debljine do 2 mm, može se pretpostaviti da je postavljanje *Filtek Ultimate Flowable* kompozitnog ispuna u jednom sloju (debljine 3 mm), dovelo do zaostajanja nedovoljno polimerizovanog sloja na dnu kaviteta. Ovaj sloj je omogućio da se gornji slojevi plastično deformišu i „teku“ preko njega, umanjujući polimerizacionu kontrakciju. Usled nedovoljne polimerizacije celokupne debljine kompozitnog ispuna, za očekivati je i da je stepen konverzije umanjen, što kompromituje kako mehanička, tako i biološka svojstva kompozitnih ispuna. U istraživanju *Zorzin* i sar. o polimerizacionim svojstvima *bulk-fill* kompozitnih materijala rezultati testa tvrdoće po Vickers-u su pokazali statistički značajno niže vrednosti tvrdoće *Filtek Ultimate Flowable* kompozita na 4 mm debljine u poređenju sa izmerenim vrednostima na 2 mm [211].

Filtek Ultimate Flowable kao i većina konvencionalnih tečnih kompozita sadrži kombinaciju monomera na bazi BisGMA/TEGDMA. Međutim, kod ovog kompozitnog materijala deo sadržaja TEGDMA monomera je zamenjen prokriatnom smolom. Prokriatna smola poseduje veliku molekulsku težinu, sličnu BisGMA molekulu, ali nižu viskoznost. Dodavanjem ovog monomera u smolu, doprinosi se smanjenju polimerizacione kontrakcije i boljim mehaničkim svojstvima materijala.

Zapreminski i težinski udeo neorganskog punioca u sva tri ispitana kompozitna materijala je približno jednak (Tabela 3). Međutim, jedino *Filtek Ultimate Flowable* sadrži nanočestice punioca, što bi dodatno moglo da doprinese smanjenoj polimerizacionoj kontrakciji ovog materijala tokom polimerizacionog procesa. Slične rezultate su dobili *Alsagob* i sar. koji su u svom istraživanju poredili test prodora boje između nanohibridnog i *bulk-fill* kompozitnog materijala. Rezultati koje su dobili ukazali su da je prodor boje bio izraženiji kod *bulk-fill* kompozitnog materijala [212].

Arikawa i sar. su utvrdili u svom istraživanju da transmisijom svetlosti kroz kompozitni materijal dolazi do rasejavanja svetlosti od strane malih čestica punioca, što umanjuje dubinu

polimerizacije [213]. Bazirano na ovim tvrdnjama, može se pretpostaviti da su neaglomerisane silikatne čestice prosečne veličine 20 nm dovele do rasipanja svetlosti u nano-punjenom materijalu (*Filtek Ultimate Flowable*), usled čega je došlo do atenuacije inteziteta svetlosti i smanjenog stepena konverzije [214], sledstveno i manje izraženoj polimerizacionoj kontrakciji.

Rezultati istraživanja u okviru ove doktorske teze su potvrdili da uvođenje novih proizvoda na tržištu (*bulk-fill* kompozitnih materijala) ne znači uvek i bolja svojstva materijala u pogledu kvaliteta marginalne adaptacije. Potrebna su dalja laboratorijska i klinička istraživanja kako bi se unapredio kvalitet marginalne adaptacije kompozitnih ispuna i smanjio postojeći antagonizam između optimalnih mehaničkih svojstava materijala i neminovne polimerizacione kontrakcije kompozitnih ispuna.

7. ZAKLJUČAK

Na osnovu rezultata ispitivanja marginalne adaptacije kompozitnih sistema u dentinskim kavitetima, postavljenih i polimerizovanih različitim tehnikama mogu se izvesti sledeći zaključci:

- Statistički značajno viši kvalitet marginalne adaptacije (manja dužina marginalne pukotine) je utvrđen kada su kompozitni sistemi postavljeni u dentinske kavitete eliminisanjem jedinstvene tačke stresa-postavljanjem *pin*-a u odnosu na ostale ispitane tehnike postavljanja, uz istovetni, diskontinuirani režim svetlosne polimerizacije (Tabela 23).
- Statistički značajno niži kvalitet marginalne adaptacije (veća dužina marginalne pukotine) utvrđen je u grupi kompozitnih ispuna postavljenih uz prethodno zagrevanje, u odnosu na ostale ispitane tehnike postavljanja, uz istovetni, diskontinuirani režim svetlosne polimerizacije (Tabela 22).
- Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete različitim tehnikama uz istovetni, kontinuirani režim svetlosne polimerizacije (Tabela 20).
- Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete *bulk* tehnikom uz različite režime svetlosne polimerizacije-kontinuirano ili diskontinuirano (Tabela 26).
- Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete inkrementalnom tehnikom uz različite režime svetlosne polimerizacije-kontinuirano ili diskontinuirano (Tabela 28).
- Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije prethodno zagrejanih kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete uz različite režime svetlosne polimerizacije-kontinuirano ili diskontinuirano (Tabela 30).
- Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije kompozitnih ispuna postavljenih u dentinske kavitete sa primenom *pin*-a uz

različite režime svetlosne polimerizacije-kontinuirano ili diskontinuirano (Tabela 32).

- Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije između dva ispitana *bulk-fill* kompozitna sistema, polimerizovanih kontinuirano, prema uputstvu proizvođača (Tabela 34).
- Nisu dobijene statistički značajne razlike u kvalitetu marginalne adaptacije između konvencionalnog kompozitnog ispuna postavljenog *bulk* tehnikom i dva *bulk-fill* kompozitna materijala, uz istovetni, kontinuirani režim svetlosne polimerizacije (Tabela 35).

8. LITERATURA

1. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7:104–33.
2. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14:13–29.
3. Pashley DH, Livingstone MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 1978;23:807–10.
4. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability and bond strenght of adhesive resins. *Dent Mater* 1990;6:45-50.
5. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 2002;81:556-60.
6. Say EC, Nakajima M, Penawongse P, Soyman M, Ozer F, Tagami J. Bonding to sound vs. caries-affected dentin using photo–and dual-cure adhesives. *Oper Dent* 2005;30:90-8.
7. Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, et al. Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent* 2003;16:47-52.
8. Duke ES, Lindemuth J. Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent* 1991;4:241-6.
9. Pashley DH, Okabe A, Parham P. The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Endod Dent Traumatol* 1985;1:176-9.
10. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994;73:1205-11.
11. Roydhouse H. Punch-shear test for dental purposes. *J Dent Res* 1970;49:131-6.
12. Bowen R L: Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *JADA* 66: 57–64 (1963).
13. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849–53.

14. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066 112.
15. Anusavice KJ, editor (1996). *Phillips Science of Dental Materials*. 10th ed.: WB Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania, USA.
16. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences* 1997;105(2):97–116.
17. Sideridou I, Karabela M M, Vouvoudi E. Dynamic thermomechanical properties and sorption characteristics of two commercial light cured dental resin composites. *Dent Mater* 2008;24:737-743.
18. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24(4):655–665.
19. Floyd CJE, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* 2006;22(12):1143–1149.
20. Gonçalves F, Pfeifer C S, Ferracane J L, Braga R R. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res* 2008;87:367–371.
21. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;14:51–56.
22. Stansbury JW. Synthesis and evaluation of novel multifunctional oligomers for dentistry. *J Dent Res* 1992;71:434–7.
23. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle g. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15:128–37.
24. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater* 2007;23(8):1011–1017.
25. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R: Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21:68–74.
26. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent Mater* 2005;21:852–863.
27. Yap AU, Soh MS. Post-gel polymerization contraction of “low shrinkage” composite restoratives. *Oper Dent* 2004;29:182–187.
28. Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin C H, Meyer J M: Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. *Eur Cell Mater* 2001;1:25–26.

29. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87:642–649.
30. Poss SD. Using a new condensable composite for posterior restorations. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999;(23):S14-8.
31. Dauvillier B, Aarnts M, Feilzer A. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent* 2000;12:291-299.
32. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*, Elsevier, London, UK, 3rd edition, 2007.
33. Blažić L, Živković S, Stojšin I. Primena različitih svetlosnih izvora za polimerizaciju restaurativnih materijala. *Stom Glas S.* 2002;3-4:95-101.
34. Uchida K, Hirasawa T. Studies on light-emitting diodes based light curing unit. *Japanese Journal of Academy for Dental Engineering report* 2000;14(1): 25-30.
35. Shortall A, Harrington E. Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *Br Dent J* 1996;180:383-387.
36. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater* 2014;30:149–54.
37. Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater* 2013;29:835–41.
38. ISO 4049. *Dentistry – polymer-based restorative materials.* 2008.
39. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Wear Todd R. Marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997;76:1508-16.
40. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991;12:737-40.
41. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 1993;6:91-95.
42. Ruyter IE, Oysaed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 1982;40:179-192.
43. Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT, Cuspal Movement. Microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent* 2003;31:437–44.
44. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig* 2014;18:1991–2000.
45. Li J, Li H, Fok ASL, Watts DC. Multiple correlations of material parameters of light-cured dental composites. *Dent Mater* 2009;25:829–36.

46. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage–conversion relationship revisited. *Dent Mater* 2006;22:359–65.
47. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21:441–52.
48. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater* 2013;29:139-156.
49. Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dent Mater* 2009;25(11):1411–8.
50. Turssi C, Ferracane J, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials* 2005;26(24):4932–7.
51. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC. Volumetric dimensional changes of dental light-cured dimethacrylate resins after sorption of water or ethanol. *Dent Mater* 2008;24:1131–6.
52. Ruttermann S, Kruger S, Raab WHM, Janda R. Polymerization shrinkage and hygroscopic expansion of contemporary posterior resin-based filling materials-a comparative study. *J Dent* 2007;35:806–13.
53. Yap AU, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent* 2000;25:98–103.
54. Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. Volumetric dimensional change of six direct core materials. *Dent Mater* 2004;20:345–51.
55. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22:211–22.
56. Neumann MG, Schmitt CC, Catalina F, Goi BE. The relation between the polymerization rates and swelling coefficients for copolymers obtained by photoinitiation. *Polym Test* 2007;26:189–94.
57. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* 2001;26:535–76.
58. Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater* 2011;27:723–47.
59. Eick JD. Smear layer-materials surface. *Proceedings of the Finish Dental Society* 1992;5:32-43.

60. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesion materials. *Oper Dent* 1992;5:81-94.
61. Petrović Lj. Odnos fenomena mikrocurenja i jačine veze dentin-vezujućih sredstava kompozitnih sistema. Monografija 78, Novi Sad 2009.
62. Perdigão J. Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010;26:24-37.
63. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Brem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralised tissues. *Oper Dent* 1992;Supplement 5:111-124.
64. Bowen RL, Marjenhof WA. Development of dentin adhesive bonding system. *Oper Dent* 1992;supplement 5:75-80.
65. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 1992;17:229-42.
66. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res* 2004;83:843-8.
67. Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW. Smear layer: removal and bonding considerations. *Oper Dent* 1984;Suppl. 3:30-4.
68. Causton BE. In vitro assessment of dentin bonding agents. In: Today's Dentist. Proceedings of the international symposium on adhesion, its theory and practice in restorative dentistry. London: Current Medical Literature Ltd.; 1987. p. 18-27.
69. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;20:18-25.
70. Rosales-Leal JI, de la Torre-Moreno FJ, Bravo M. Effect of pulp pressure on the micropermeability and sealing ability of etch & rinse and self-etching adhesives. *Oper Dent* 2007;32:242-50.
71. Haller B. Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent* 2000;13:44-50.
72. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 2005;26:1035-42.
73. Osorio R, Toledano M, De Leonardi G, Tay FR. Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class V resin composite restorations. *J Biomed Mater Res* 2003;66B:399-409.
74. Tay FR, Pashley DH. Water treeing-a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003;16:6-12.

75. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004;32:611-21.
76. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000;12(6):300–308.
77. Schmalz G. Resin-based composites. In: Schmalz G, Arenholt-Bindslev D, editors. *Biocompatibility of Dental Materials*. Berlin/Heidelberg/Germany: Springer-Verlag; 2009. p. 99–137.
78. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res* 2011;90:402–16.
79. Masuki K, Nomura Y, Bhawal UK, Sawajiri M, Hirata I, Nahara Y, et al. Apoptotic and necrotic influence of dental resin polymerization initiators in human gingival fibroblast cultures. *Dent Mater J*. 2007;26(6):861-9.
80. Anseth KS, Newman SM, Bowman CN. Polymeric dental composites: properties and reaction behavior of multimethacrylate dental restorations. *Advances in Polymer Science* 1995;122:177–217.
81. Lovell LG, Stansbury JW, Syrpes DC, Bowman CN. Effects of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerizations. *Macromolecules* 1999;32:3913–21.
82. Kleverlaan CJ and Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005;21(12):1150–1157.
83. Ferracane JL. Placing dental composites—a stressful experience. *Oper Dent* 2008;33(3):247–257.
84. O’neil GA, Torkelson JM. Recent advances in the understanding of the gel effect in free radical polymerization. *Trends Polym Sci* 1997;5:349–55.
85. Dauvillier BS, Hubsch PF, Aarnts MP, Feilzer AJ. Modeling of viscoelastic behavior of dental chemically activated resin composites during curing. *J Biomed Mater Res* 2001;58:16–26.
86. Sperling LH. *Introduction to physical polymer science*. 1st ed. New York: Wiley–Interscience; 1986.
87. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000;16:292-296.
88. Meredith N and Setchell DJ. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent* 1997;25(3-4):331–337.

89. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int.* 2004;35(4):281-6.
90. Kidd EAM, Joyston-Bechal S, Smith MM, et al. The use of a caries detector dye in cavity preparation. *Br Dent J* 1989;167:132-134.
91. Petrović Lj, Stojanac I. Klinički aspekti primene kompozitnih sistema u rekonstruktivnoj stomatologiji. Zbornik radova IV kongresa stomatologa Srbije i Crne Gore sa međunarodnim učešćem, Igalo 2004, str.36.
92. Taylor M, Lynch E. Microleakage-review. *J Dent* 1992; 20: 3-10.
93. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P, et al. Microscopy investigations, techniques, results, limitations. *Am J Dent* 2000;13:3D–18D.
94. Hamesfahr P, Huang CT. Microleakage and bond strenght of resin restorations with various bonding agents. *Dent Mater* 1987;194-199.
95. Karthick K, Sivakumar K, Geetha P, Shankar S. Polymerization shrinkage of composites-A Review. *JIADS* 2011;2:32-36.
96. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; 66:1636-9.
97. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990;69:1240-3.
98. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 2000;79:812-7.
99. Laughlin GA, Williams JL, Eick JD. The influence of system compliance and sample geometry on composite polymerization shrinkage stress. *J Biomed Mater Res* 2002;63(5):671–678.
100. Petrovic Lj, Zorica D, Stojanac I, Krstonosic V, Hadnadjev M, Atanackovic T. A model of the viscoelastic behavior of flowable resin composites prior to setting. *Dent Mater* 2013;29:929-934.
101. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polimerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 1996;75:871-8.
102. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee I-B. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008;24:1501–5.
103. Petrovic Lj, Drobac M, Stojanac I, Atanackovic T. A method of improving marginal adaptation by elimination of singular stress point in composite restorations during resin photo-polymerization; *Dent Mater* 2010;26:449-455.

104. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials : methods development. *Dent Mater* 1991;7:281-7.
105. Emami N, Soderholm K, Berglund L. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent*. 2003;31:189-196.
106. Correr Sobrinho L, De Goes MF, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. *J Mater Sci Mater Med* 2000;11(6):361-4.
107. Petrovic Lj, Atanackovic T. A model for shrinkage strain in photo-polymerization of dental composites. *Dent Mater* 2008;24:556-560.
108. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 1990;6:167-171.
109. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restorations. *J Esthet Dent* 2000;11:291-299.
110. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995; 23:183-189.
111. Ernst CP, Kurschner R, Ripin G, Wilershausen B. Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. *Am J Dent* 2000;13:69-72.
112. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater* 2002;18:436-444.
113. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: Dynamics of the polymerization. *Biomaterials* 1996;17:2313-2318.
114. Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent* 1998;10:17-22.
115. Retief DH. Do adhesives prevent microleakage? *Int Dent J* 1994;44:19-26.
116. Dauvillier BS, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res* 2000;79:818-23.
117. Uno S, Tanaka T, Natsuizaka A, Abo T. Effect of slow curing on cavity wall adaptation using a new intensity-changeable light source. *Dent Mater* 2003;19:147-152.
118. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res* 2001;80:1570-73.
119. Nielsen LE. Mechanical properties of polymers and composites, vol2. NY: Marcel Dekker Inc, 1974. P. 174.

120. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compendx* 1999;20 (suppl. 25):S4-S15.
121. Froes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dent Mater* 2010;26:908–14.
122. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Giudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. *J Dent Res* 2006;85:38–43.
123. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21:962–70.
124. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-ir to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater* 2004;20:766–77.
125. Cook WD, Simon GP, Burchill PJ, et al. Curing kinetics and thermal properties of vinyl ester resins. *J Appl Polym Sci* 1997;64:769–81.
126. Lohbauer U, Zinelis S, Rahiotis C, Petschelt A, Eliades G. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. *Dent Mater* 2009;25:514–9.
127. Rueggeberg FA, Daronch M, Browning WD, MF DEG. In vivo temperature measurement: tooth preparation and restoration with preheated resin composite. *J Esthet Restor Dent* 2010;22:314–22.
128. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent* 2006;18:340–50.
129. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19:515–30.
130. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *Dent Mater* 2014;30:613-618.
131. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater* 2007;23(8):1011–1017.
132. Braga RR and Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 2002;81(2):114–118.
133. Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dent Mater* 2008;24(9):1169–1177.

134. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent* 2010;35:220–30.
135. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosth Dent* 2007;98:129–40.
136. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater* 2004;20:726–32.
137. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 1991;7:107–13.
138. Sigusch BW, Pflaum T, Völpel A, Gretsche K, Hoy S, Watts DC, et al. Resin-composite cytotoxicity varies with shade and irradiance. *Dent Mater* 2012;28:312–9.
139. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* 2005;21:9–20.
140. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Dent Association* 2011;142:1176–82.
141. Lowe RA. The search for a low-shrinkage direct composite. *Oral Health Journal* 2010;6(March):78–82.
142. Jose-Luis R. Dental technique—restorations with resin-based, bulk fill composites. *AEGIS Communications* 2010:31.
143. Ryan EA, Tam LE, McComb D. Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. *Journal of the Canadian Dental Association* 2010;76:84–9.
144. Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N. Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater* 2011;27:1079–85.
145. Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dental Res* 2008;87:84–8.
146. Kim JJ, Moon HJ, Lim BS, Lee YK, Rhee SH, Yang HC. The effect of nanofiller on the opacity of experimental composites. *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials* 2007;80:332–8.
147. Jeong TS, Kang HS, Kim SK, Kim S, Kim II H, Kwon YH. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dent Mater J* 2009;28:438–45.
148. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig* 2014;18:1991–2000.

149. van Dijken JW, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of ‘‘bulk-filled’’ posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dent Mater* 2014;30:245–51.
150. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent* 2014;42:993–1000.
151. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR TM technology. *Dent Mater* 2011;27:348–55.
152. Jin X, Bertrand S, Hammesfahr PD. New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *J Dent Res* 2009;88(Spec IssueHun vil gjerne se litt av byen. A):1651.
153. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJP. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent* 2012;40:500–5.
154. Rullmann I, Schattenberg A, Marx M, Willershausen B, Ernst CP. Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2012;122:294–9.
155. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent* 2013;38(6):618-625.
156. Frauscher KE, Ilie N. Degree of conversion of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. *Clin Oral Investig* 2013;17(2):635–642.
157. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(Spec No 2):10–15.
158. Ellakwa A, Cho N, Lee IB. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dent Mater* 2007;23(10):1229–1235.
159. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater* 2008;24(7):901–907.
160. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989;3(1):147-58; discussion 158-9.
161. Davila JM, Gwinnett AJ, Robles JC. Marginal adaptation of composite resins and dentinal bonding agents. *Future Dent* 1989;4(3):12-13.
162. Taylor MJ, Lynch E. Marginal adaptation. *J Dent* 1993;21(5):265-273.

163. Sabatini C, Blunck U, Denehy G, Munoz C. Effect of pre-heated composites and flowable liners on Class II gingival margin gap formation. *Oper Dent* 2010;35(6):663-671.
164. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater* 2006;22:988–94.
165. Pameijer C. H. Replication techniques with new dental impression materials in combination with different negative impression materials. *Scan. Electron Microsc* 1979;2:571-574.
166. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without ‘softstart-polymerization’. *J Dent* 1997;25:321–30.
167. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21:397–412.
168. Margvelashvili M, Goracci C, Beloica M, Papacchini F, Ferrari M, In vitro evaluation of bonding effectiveness to dentin of all-in-one adhesives. *J Dent* 2010;38(2):106-12.
169. Ernst C-P, Galler P, Willershausen B, Haller B. Marginal integrity of class V restoration: SEM versus dye penetration. *Dent Mater* 2008;24:319–27.
170. Papacchini F, Monticelli I, Hasa I, Radovic I, Fabianelli A, Polimeni A, Ferrari M. Effect of air-drying temperature on the effectiveness of silane primers and coupling blends in the repair of a microhybrid resin composite. *J Adh Dent* 2007;9(4):391-397.
171. Roulet JF. Die Prüfung des Randschlusses sogenannt schnitzbarer Komposits. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin* 1978;88:345–64.
172. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 2011;39:643-647.
173. ISO. Dental materials – testing of adhesion to tooth structure. *Technical Specification*; 2003 [No. 11405].
174. Hansen EK, Assmussen E. Comparative study of dentin adhesives. *Scand J Dent res* 1985;98:280-287.
175. Eliades G, Watts DC, Eliades T. *Dental hard tissues and bonding*. Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag; 2005.
176. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent* 2004;32:109–15.
177. Kloosterboer JG. Network formation by chain crosslinking photopolymerization and

its applications in electronics. *Adv Polym Sci* 1988;84:1-61.

178. Heintze SD, Forjanic M, Jakob G. Automatic gap detection at restoration margins with an optical sensor in vitro. *J Adh Dent* 2005;7:95–105.

179. Perdigão J, Swift EJ. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *Int Dent J* 1994;44:349-359.

180. Carrera CA, Lan C, Escobar-Sanabria D, Li Y, Rudney J, Aparicio C, Fok A. The use of micro.CT with image segmentation to quantify leakage in dental restorations. *Dent Mater* 2015;31:382-390.

181. Munksgaard EC, Hansen EK, Asmussen E. Effect of five adhesives on adaptation of resin in dentin cavities. *Scand J Dent Res* 1984;92:544–8.

182. Itoh K, Yanagawa T, Wakumoto S. Effect of composition and curing type of composite on adaptation to dentin cavity wall. *Dent Mater J* 1986;5:260–6.

183. Heintze SD, Cavalleri A, Peschke A, Schüpbach P. Fluorescence microscopy to evaluate the margins of Class V fillings in vitro. *J Adhesive Dent* 2005;7: 19–28.

184. Heintze S. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater* 2013;29:59-84.

185. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials (Science Committee Project 2/98 – FDI World Dental Federation). *J Adhesive Dent* 2007;9(Suppl. 1):121–47.

186. Henisch G. Ein computergestütztes System zur Erfassung und Verwaltung von Messdaten im Rahmen der quantitativen Randanalyse am Rasterelektronenmikroskop. Dissertation for Doctorate. Free University Berlin; 1989.

187. Verluis A, Sakaguchi RL, Douglas WH. Stress development in composite resins during polymerization. *J Dent Res* 1994;73:226. Abstr. 1000.

188. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 2001;17: 359-366.

189. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosth Dent* 2000;84:499-505.

190. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995;103:322-326.

191. Friedl KH, Shmalz G, Hiller KA, Markl A. Marginal adaptation of class V restorations with and without 'softstart-polymerization'. *Oper Dent* 2000;25:26-32.
192. Luo Y, Lo ECM, Wei SHY, Tay FR. Comparison of pulse activation vs conventional light-curing on marginal adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or a self-etch technique. *Dent Mater* 2002;18:36-48.
193. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent* 2001;14:145-7.
194. Blažić L, Živković S. Uticaj "soft start" polimerizacije na kvalitet rubnog zatvaranja kompozitnih ispuna. *Stom Glas S.* 2003;50:59-64.
195. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 1997;10:88-96.
196. Ishikiriama SK, Valeretto TM, Franco EB, Mondelli RFL. The influence of "C-factor" and light activation technique on polymerization contraction forces of resin composite. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(6):603-606.
197. Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scan J Dent.* 1991;99:440-444.
198. Hofmann N, Hiltl O, Hugo B, Klaiber B. Guidance of shrinkage vectors vs irradiation at reduced intensity for improving marginal seal of Class V resin-based composite restorations in vitro. *Oper Dent* 2002;27:510-515.
199. Bausch JR, de Lange C, Davidson CL. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J Oral Rehabil* 1981;8:309-17.
200. Wagner WC, Asku MN, Neme AL, Linger JB, Pink FE, Walker S. Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage. *Oper Dent* 2008;33-1:72-78.
201. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dent Mater* 2007;23:579-85.
202. Braga RR, Boaro LCC, Kuroe T, Azevedo CLN, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and C factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater* 2005;22(9):818-823.
203. Kuroe T, Tachibana K, Tanino Y, Satoh N, Ohata N, Sano H, Inoue N, Caputo AA. Contraction stress of composite resin build-up procedures for pulpless molars. *J Adhes Dent*

2003;5:71–7.

204. St-Georges AJ, Wilder Jr. AD, Perdigaño J, Swift Jr. EJ. Microleakage of class V composites using different placement and curing techniques: an in vitro study. *Am J Dent* 2002;15:244–7.

205. Crim GA, Chapman KW. Effect of placement techniques on microleakage of dentin-bonded composite resin. *Quintessence Int.* 1986;17(1):21-24.

206. Smith M, Burgess JO, Xu X. Microleakage of Class I composite resin restorations cured with three methods (abstract). *J Dent Res.* 2001;80:197.

207. Manuel P, Ripps A, Burgess JO, et al. Microleakage of Class I composite resin restorations cured with four methods (abstract). *J Dent Res.* 2001;80:197.

208. Odian G. Principles of polymerization. 3 rd ed. New York:John Wiley & Sons; 1991.

209. Gonçalves F, Pfeifer CCS, Stransbury JW, Newman SM, Braga RR. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dent Mater* 2010;26:697-703.

210. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomater* 2002;23(8):1819-1829.

211. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt, Taschner M. Bulk-fill resin composites: Polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater* 2015;31(3):293-301.

212. Alsagob E, Bardwell D, Khayat S, Stark PC, Ali A. Comparison of microleakage between bulk-fill flowable and nanofilled resin-based composites. *IADR 2015, Abstract #0648.*

213. Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dent Mater* 1998;14(6):405-411.

214. Da Silva EM, Poskus LT, Guimarães JGA. Light-polymerization modes on the degree of conversion and mechanical properties of resin composites: A comparative analysis between a hybrid and a nanofilled composite. *Oper Dent* 2008;33(3):287-293.