

UNIVERZITET U BEOGRADU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Vojislav N. Komlenić

**UTICAJ VARIJACIJA KLINIČKE PRIMENE ADHEZIVA I
KOMPOZITA NA KVALITET POLIMERIZACIJE I VEZU
SA ZUBNIM TKIVIMA**

doktorska disertacija

Beograd, 2022

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Vojislav N. Komlenić

**EFFECT OF VARIATIONS IN CLINICAL
APPLICATION OF ADHESIVES AND COMPOSITES ON
THE QUALITY OF POLYMERIZATION
AND BONDING TO TOOTH TISSUES**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2022

MENTORI

Prof. dr Vesna Miletić

Vanredni profesor, Klinika za bolesti zuba, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

Doc. dr Tatjana Savić-Stanković

Docent, Klinika za bolesti zuba, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

KOMISIJA ZA OCENU I ODBRANU ZAVRŠENE DOKTORSKE DISERTACIJE

Prof. dr Slavoljub Živković

Redovni profesor, Klinika za bolesti zuba, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

Prof. dr Jugoslav Ilić

Vanredni profesor, Klinika za bolesti zuba, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

Viši naučni saradnik dr Danica Bajuk-Bogdanović

Fakultet za fizičku hemiju, Univerzitet u Beogradu

DATUM ODBRANE _____

UTICAJ VARIJACIJA KLINIČKE PRIMENE ADHEZIVA I KOMPOZITA NA KVALITET POLIMERIZACIJE I VEZU SA ZUBNIM TKIVIMA

SAŽETAK

Uvod: Veliki izbor komercijalnih materijala u restaurativnoj stomatologiji sa različitim preporukama za njihovo korišćenje, objektivne kliničke okolnosti, podaci iz literature i društvene mreže utiču na sve veće varijacije u kliničkoj primeni materijala. Osnovni cilj ove doktorske disertacije je bio ispitivanje uticaja različitih kliničkih tehnika na fizička svojstva adheziva i kompozita i kvalitet veze sa dentinom.

Materijal i metode: U ovoj doktorskoj disertaciji su korišćeni: Single Bond Universal (3M), konvencionalni mikrohibridni kompoziti: Herculite XRV (Kerr), Filtek Z250 (3M), tečni kompozit Filtek Ultimate Flowable Restorative (3M), bulk-fill kompoziti: Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M) i Filtek One Bulk Fill Restorative (3M), politalasna lampa Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) i monotalasna lampa Elipar DeepCure-L (3M). U prvom delu istraživanja ispitivan je, primenom mikro-ramanske spektroskopije, stepen konverzije univerzalnog adheziva u zavisnosti od položaja svetlosnog izvora i jačina veze univerzalnog adheziva sa dentinom mikroistezanjem, nakon 24 h i 6 meseci, u zavisnosti od protokola aplikacije adheziva (protokol totalnog nagrizanja-TE ili samonagrizanja-SE) i položaja svetlosnog izvora. U drugom delu istraživanja termoparovima je merena promena temperature u funkciji vremena zagrejanog ili nezagrejanog bulk-fill kompozita, koji je aplikovan u kavitet II klase na humanom molaru i adaptiran zagrejanim ili nezagrejanim instrumentom. U trećem delu istraživanja analiziran je stepen konverzije tečnog kompozita polimerizovanog kroz pastozne kompozite različite vrste i temperature. U četvrtom delu istraživanja ispitivani su jačina veze i tipovi fraktura univerzalnog adheziva sa dentinom mikroistezanjem nakon aplikacije tečnog i zagrejanog ili nezagrejanog bulk-kompozita, pri čemu je svetlosna polimerizacija tečnog i bulk-fill kompozita vršena odvojeno ili zajedno. Rezultati su analizirani parametarskim testovima sa nivoom značajnosti od $\alpha=0,05$.

Rezultati: Pri promeni ugla svetlosnog izvora u odnosu na dentinsku površinu od 90° na 60°, uočena je statistički manja vrednost stepena konverzije univerzalnog adheziva ($p<0,05$). Kada je adheziv aplikovan TE protokolom, inicijalna jačina veze, bez obzira na položaj svetlosnog izvora je bila viša u odnosu na grupe sa SE protokolom, ipak samonagrizanje je rezultovalo stabilnijom vezom nakon starenja ($p>0,05$). Razlika u temperaturi zagrejanog i nezagrejanog kompozita u kavitetu bila je manja od 4°C već 30 sekundi nakon aplikacije. Duža ekspozicija od 20 s, politalasnom lampom nije dovela do značajno viših vrednosti stepena konverzije ($p>0,05$) tečnog materijala, polimerizovanog kroz bulk-kompozit. Nije uočena značajna razlika ($p>0,05$) prilikom prosvetljavanja tečnog kompozita kroz sloj bulk-fill materijala bez obzira na vrstu LED lampe. Nijansa pastoznog mikrohibridnog kompozita nije značajno uticala ($p>0,05$) na stepen konverzije tečnog kompozita dok je zagrejeni kompozit pokazao značajno više vrednosti stepena konverzije ($p<0,05$) u odnosu na većinu grupa. Zasebna polimerizacija slojeva dovodi do značajno viših vrednosti stepena konverzije tečnog kompozita u odnosu na "snow-plow" tehniku. Starenje, temperatura bulk-fill materijala kao i način aplikacije kompozita nisu uticale na jačinu veze mikroistezanjem univerzalnog adheziva i dentina ($p>0,05$).

Zaključak: Tokom svetlosne polimerizacije univerzalnih adheziva svetlosnim izvorima visokog intenziteta upravni ugao vrha vodiča svetla imao je veći uticaj na kvalitet polimerizacije u odnosu na manja odstupanja distance. Na dentinu, protokol samonagrizanja rezultovao je dugoročno stabilnijom adhezivnom vezom nego protokol totalnog nagrizanja. Svetlosna polimerizacija zasebnih slojeva kompozita uticala je na bolju konverziju monomera, iako bez detektabilnih promena u jačini veze sa dentinom, u poređenju sa istovremenom

polimerizacijom tečnog i pastoznog kompozita. Zagrejani kompozit je pokazao izrazito i brzo hlađenje već tokom prvog minuta primene. Zagrevanje kompozita uticalo je na poboljšanje konverzije monomera, ali bez uočljivih razlika u jačini veze sa dentinom.

Ključne reči: adheziv, kompozit, svetlosna polimerizacija, konverzija, jačina veze

Naučna oblast: Kliničke stomatološke nauke

Uža naučna oblast: Restaurativna odontologija

EFFECT OF VARIATIONS IN CLINICAL APPLICATION OF ADHESIVES AND COMPOSITES ON THE QUALITY OF POLYMERIZATION AND BONDING TO TOOTH TISSUES

ABSTRACT

Introduction: A growing range of commercially available materials in restorative dentistry with different recommendations for use, objective clinical circumstances, literature data and social networks lead to variations in materials' clinical use. The aim of this dissertation was to evaluate effects of different clinical techniques on physical properties of adhesive and composite and bond strength to dentine.

Material and Methods: The following materials were used: Single Bond Universal (3M) (SBU), conventional microhybrid composites: Herculite XRV (Kerr), Filtek Z250 (3M), flowable composite Filtek Ultimate Flowable Restorative (3M) (FC), bulk-fill composites: Bulk Fill Posterior Restorative (3M) and Filtek One Bulk Fill Restorative (3M), polywave light curing unit Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) (LCU_G2) and monowave LCU Elipar DeepCure-L (3M) (LCU_ELI). In the first part, the degree of conversion (DC) of SBU was determined using microRaman spectroscopy in relation to different positions of the LCU_G2. Depending on the etching protocol "total-etch" (TE) or "self-etch" (SE) and LCU_G2 position, shear bond strength of SBU to dentine was evaluated after 24h and 6 months. In the second part, preheated (PH) or ambient temperature (AT) bulk-fill composite was placed and condensed using PH or AT instrument in a II class cavity on a human third molar. Temperature change was monitored over time using thermocouples. In the third part, the DC of a flowable composite was evaluated after polymerization through different types and temperatures of high viscosity composites. In the fourth part, micro-tensile bond strength (μ TBS) and failure types of SBU to dentine were evaluated in relation to different temperature and application of a flowable and bulk-fill composite, polymerized separately or simultaneously. Data were analyzed using parametric tests at a level of significance $\alpha=0.05$.

Results: Statistically lower DC of SBU adhesive was detected as LCU_G2 tip angulation changed from 90° to 60° ($p<0.05$). Initial bond strength of SBU_TE was higher than SE groups, regardless of the LCU_G2 position, although SE groups showed more stable bond strengths in the long term ($p>0.05$). Temperature difference between PH and AT composite was less than 4 °C, 30 s after their application into the cavity. There was no statistically significant difference in DC ($p>0.05$) when the FC was cured through bulk-fill, using LCU_G2 longer than 20 s. FC cured through bulk-fill showed comparable DC values ($p>0.05$), regardless of the LCU type. The shade of the conventional composite did not significantly affect the DC of FC ($p>0.05$), while PH composite resulted in higher DC than most of the groups ($p<0.05$). When layers were polymerized separately, the DC of FC was significantly higher compared to the "snow-plow" technique. Artificial ageing, temperature of the bulk-fill material and composite application technique did not affect μ TBS of SBU to dentine ($p>0.05$).

Conclusion: During light curing of SBU with a high-intensity LCU, 90° angle of the light tip had a greater effect on the quality of polymerization than minor distance departures. SE protocol on dentine resulted in more stable long-term bond strength than TE. Separate polymerization of both layers (flowable and bulk-fill composite) produced higher DC, although with no impact on bond strength, in comparison to simultaneous polymerization of layers. Preheated composite was prone to rapid cooling during the first minute of use. Preheating of dental composites resulted in higher DC, however without notable differences in bond strength.

Key words: adhesive, composite, photopolymerization, conversion, bond strength

Scientific field: Clinical Dental Sciences

Scientific subfield: Restorative odontology

SADRŽAJ

1.	UVOD.....	1
1.1.	Dentalni adhezivni sistemi.....	1
1.1.1.	Kvalitet adhezivne veze.....	2
1.2.	Kompoziti	3
1.2.1.	Polimerizacija.....	3
1.2.2.	Stepen konverzije	4
1.2.3.	Dubina polimerizacije	7
1.2.4.	Klasifikacija kompozitnih materijala	8
1.2.5.	Tečni kompozitni materijali	9
1.2.6.	Bulk-fill kompoziti	9
1.3.	Svetlosni izvori	10
1.3.1.	LED lampe prve generacije	11
1.3.2.	LED lampe druge generacije.....	11
1.3.3.	LED lampe treće generacije	12
1.3.4.	Uticaj karakteristika svetlosnog izvora na kvalitet polimerizacije	12
1.4.	Varijacije primene materijala i tehnika svetlosne polimerizacije u kliničkoj praksi	13
1.4.1.	Tehnika svetlosne polimerizacije.....	13
1.4.2.	Zagrevanje kompozitnog materijala.....	14
1.4.3.	Tehnika primene materijala	15
1.4.3.1.	Primena tečnog ispod pastoznog kompozita	15
2.	CILJEVI ISTRAŽIVANJA	16
2.1.	Zadaci istraživanja.....	16
2.2.	Nulte hipoteze.....	17
3.	MATERIJAL I METOD.....	18
3.1.	Uticaj položaja svetlosnog izvora na jačinu veze i stepen konverzije univerzalnog adheziva.....	20
3.2.	Ispitivanje kinetike promene temperature kompozitnog materijala.....	21
3.3.	Stepen konverzije tečnog kompozita u uslovima odstupanja od kliničkog protokola aplikacije kompozita.....	23
3.4.	Ispitivanje jačine veze univerzalnog adheziva sa dentinom u zavisnosti od kliničkog protokola postavljanja kompozitnog materijala.....	29
3.5.	Statistička analiza	33
4.	REZULTATI.....	34
4.1.	Uticaj položaja svetlosnog izvora na jačinu veze i stepen konverzije univerzalnog adheziva.....	34

4.2.	Kinetika promene temperature materijala.....	38
4.3.	Stepen konverzije tečnog kompozita u uslovima odstupanja od kliničkog protokola aplikacije kompozita.....	40
4.4.	Ispitivanje jačine veze univerzalnog adheziva sa dentinom u zavisnosti od kliničkog protokola postavljanja kompozitnog materijala.....	42
4.4.1.	Tip fraktura	43
4.4.2.	Iradijansa i izloženost zračenju kroz različite materijale	44
5.	DISKUSIJA	45
5.1.	Metodologija.....	45
5.2.	Uticaj položaja svetlosnog izvora na stepen konverzije univerzalnog adheziva i jačinu veze sa dentinom.....	46
5.3.	Kinetika promene temperature	48
5.4.	Stepen konverzije tečnog kompozita u uslovima odstupanja od kliničkog protokola aplikacije kompozita.....	49
5.5.	Ispitivanje jačine veze univerzalnog adheziva za dentin u zavisnosti od kliničkog protokola postavljanja kompozitnog materijala.....	53
6.	ZAKLJUČAK.....	56
7.	LITERATURA	57
8.	BIOGRAFIJA.....	69

1. UVOD

1.1. Dentalni adhezivni sistemi

Dentalni adhezivi predstavljaju materijale čija je osnovna funkcija povezivanje zubnih tkiva i kompozitnih materijala.

Adhezivi (adhezivni sistemi) se sastoje od monomera (organskih smola), organskog rastvarača, inicijatorskog sistema, inhibitora, nekada i punioca. Svaki od navedenih sastojaka ima svoju specifičnu ulogu u karakteristikama adhezivnih sistema [1].

- Monomeri organskih smola predstavljaju osnovni i najznačajniji sastojak adheziva. Pored umreživačkih monomera čija je osnovna funkcija, shodno imenu, umreživanje u polimerne lance, postoje i funkcionalni monomeri. Funkcionalni monomeri osim metakrilne grupe poseduju i funkcionalnu grupu kojom ostvaruju specifičnu funkciju (priprema dentina za difuziju hidrofobnog bonda, nagrizanje zubnih tkiva, antimikrobni efekat, oslobađanje fluorida). Primeri nekih od funkcionalnih monomera su HEMA, 10-MDP, 4 MET, Phenyl-P.
- Rastvarači (voda, aceton, etanol) svojim prisustvom u adhezivu olakšavaju penetraciju hidrofobnih monomera u dentin, smanjuju viskoznost adhezivu, omogućavaju jonizaciju kiselih monomera (voda).
- Inicijatori imaju ulogu u aktivaciji reakcije polimerizacije koja je kod adhezivnih sistema dominantno aktivirana svetlošću tzv. fotopolimerizacija.
- Inhibitori sprečavaju spontanu reakciju polimerizacije među komponentama adheziva.
- Punioci ne predstavljaju stalni sastojak. Svojim prisustvom poboljšavaju mehanička svojstva, doprinose neophodnoj debljini sloja adheziva, uzrokuju radiokontrastnost kao i oslobađanje fluorida [1].

Ovi sastojci su grupisani unutar tri osnovne komponente adhezivnih sistema [1]:

- Nagrizajuće sredstvo (ortofosforna kiselina)
- Prajmer - u njegov sastav ulaze hidrofilni monomeri koji relativno lako difunduju u vlažno zubno tkivo i pripremaju ga za interakciju sa hidrofobnim bondom.
- Bond - uloga bonda je povezivanje zubnog tkiva i kompozitnog materijala, odnosno hidrofilnog prajmera i hidrofobnih smola kompozitnog materijala.

Adhezivi se mogu podeliti u dve grupe [2] i svaka od grupa u dve podgrupe:

a) Adhezivi sa kiselinskim nagrizanjem ("Etch and Rinse" adhezivi)

- Trofazni: Nagrizajuće sredstvo (ortofosforna kiselina), prajmer i bond u zasebnim bočicama
- Dvofazni: Nagrizajuće sredstvo (ortofosforna kiselina), prajmer i bond u istoj bočici

b) Samonagrizajući adhezivi ("Self-Etch" adhezivi)

- Dvofazni: Nagrizajuće sredstvo (samonagrizajući prajmer) i bond u zasebnim bočicama
- Jednofazni: Sve komponente u jednoj bočici

Postupak primene adheziva (adhezivnih sistema) je definisan pomoću tri protokola [3]:

- Protokol totalnog nagrivanja
- Protokol samonagrivanja
- Protokol selektivnog nagrivanja gleđi

Adhezivi sa kiselinskim nagrivanjem se primenjuju protokolom totalnog nagrivanja, odnosno zahtevaju tretiranje zubnih tkiva ortofosfornom kiselinom. Samonagrivaajući adhezivi u sebi sadrže kisele funkcionalne monomere, te upotreba kiseline je prvobitno smatrana nepotrebnom i na gleđi i dentinu. Međutim, istraživanja su pokazala da je kvalitet adhezivne veze samonagrivajućih adheziva sa gleđi veći, ukoliko se prethodno ista tretira ortofosfornom kiselinom [4,5]. Stoga je predložen protokol selektivnog nagrivanja koji predviđa kiselinsko nagrivanje gleđnih rubova kaviteta i aplikaciju samonagrivajućih adheziva unutar celog kaviteta [3]. Time se kombinuje odgovarajući kapacitet ortofosforne kiseline za postizanje adekvatne mikromehaničke veze adheziva i gleđi sa slabijim kapacitetom demineralizacije samonagrivajućih prajmera na dentinu. Na ovaj način je značajno poboljšana veza adhezivnih sistema i zubnih tkiva, naročito sa aspekta dugotrajnosti veze [6].

Proizvođači adhezivnih sistema se trude da se protokol upotrebe adheziva što više pojednostavi i mogućnost greške terapeuta u toku aplikacije svede na minimum. Na tržištu su se pojavili univerzalni adhezivi, gde se komponente potrebne za nagrivanje zubnog tkiva, prajmer i bond zajedno nalaze u jednoj bočici. Proizvođači tvrde da ne postoji razlika u kvalitetu veze ovih materijala i zubnih tkiva, bez obzira koji je protokol upotrebljen. Pregledni radovi su pokazali da se protokol selektivnog nagrivanja gleđi može smatrati najpogodnijim za primenu univerzalnih adheziva [7,8].

1.1.1. Kvalitet adhezivne veze

Stabilna veza adhezivnih sistema sa gleđi već dugo ne predstavlja izazov. Još je Buonocore pokazao da tretiranje gleđi kiselinom dovodi do povećanja jačine veze između gleđi i smola [9]. Prilikom nanošenja kiseline, u tom zubnom tkivu dolazi do demineralizacije i formiranja mikroudubljenja u koja prodiru monomeri adheziva [10]. Nagrivanje gleđi ortofosfornom kiselinom, pa tek onda aplikacija adheziva rezultuje jačom adhezivnom vezom nego aplikacija većine samonagrivajućih i univerzalnih adheziva na nepripremljenu gleđ [11-13].

Dentin predstavlja mnogo osetljivije tkivo za ostvarivanje stabilne veze sa adhezivima. Kiselinsko nagrivanje dentina dovodi do uklanjanja neorganske komponente (hidroksiapatita) i "ogoljavanja" kolagenih vlakana. Nakabayashi i saradnici su prvi uočili da smole adheziva mogu infiltrirati kiselinom tretirani dentin i prodrati u prostore oko kolagenih vlakana sa kojima formiraju strukturu, tada imenovanu "hibridni sloj" (eng. hybrid layer), pri čemu su takav mehanizam adhezije označili terminom "mikromehaničko zaključavanje" (eng. micromechanical interlocking) [14]. Idealni hibridni sloj bi nastao u slučaju prodiranja adhezivnih smola u sve demineralizovane delove dentina, odnosno kada bi sva ogoljena kolagena vlakna bila inkapsulirana adhezivom. Nažalost, usled kompleksnosti dentina kao medijuma, monomeri nepotpuno difunduju u demineralizovane prostore, te kolagena vlakna na dnu hibridnog sloja ostaju nezaštićena smolom [15]. Zbog toga, hibridni sloj predstavlja zonu izloženu različitim uticajima koji mogu dovesti do njegove degradacije.

Pored mehaničkog stresa, hidrolize monomera i kolagenih vlakana, spoj adheziva i dentina (hibridni sloj) je izložen i dejstvu enzima zubnog porekla. Identifikovan je njihov veliki broj unutar organske komponente dentina. Prilikom stvaranja zubnog tkiva, enzimi se deponuju u inaktivnom obliku i ostaju zarobljeni unutar ekstracelularnog matriksa. Aktivaciju

enzima koji utiču na stabilnost hibridnog sloja, od kojih su najznačajnije pojedine matriksne metaloproteinaze (MMP) i cistein katepsini, podstiču određeni patološki procesi (karijes) kao i odgovarajuće stomatološke intervencije (preparacija kaviteta, kiselinsko nagrizanje dentina, nanošenje samonagrizajućih adheziva). Nakon kiselinskog nagrizanja, "ogoljena" kolagena vlakna ne mogu biti potpuno obložena adhezivom, te su podložna dejstvu proteolitičkih enzima [16-18].

1.2. Kompoziti

Kompozitni materijali se sastoje od tri glavne komponente: a) Organskih monomera b) Punioca c) Silanizirajućeg sredstva koje ih međusobno povezuje [19].

BisGMA (bisfenol A glicidil dimetakrilat) predstavlja jedan od najčešće korišćenih organskih monomera koji je patentiran 1961. godine (patent US3179623A). Uz organske monomere kompozitnim materijalima se dodaju i pigmenti, inicijatori, inhibitori i dr. [20].

Punioci predstavljaju neorgansku komponentu kompozitnih materijala. Dodaju se kompozitnim materijalima radi boljih fizičko-mehaničkih svojstava. Najčešće korišćeni punioci su silikati poput silike (silicijum-dioksid) ili alkalnog stakla (stroncijum silikati, barijum-boro-silikati, barijum-alumino-silikati) [21].

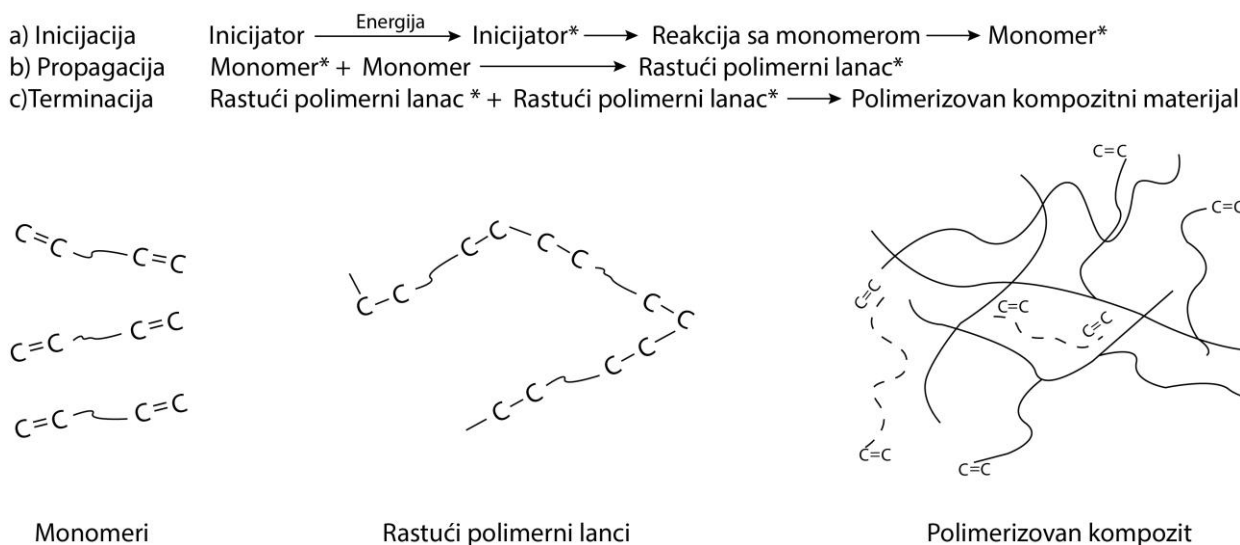
Silanizirajuće sredstvo se koristi za povezivanje organskih i neorganskih komponenti. Metakriloksiopiltrimetoksisilan (γ -MPS) predstavlja jedno od najčešće korišćenih sredstava u te svrhe [22].

Bitan sastojak svetlosno polimerizujućih kompozitnih materijala predstavljaju i fotoinicijatori. Fotoinicijatori su supstance koje prilikom izlaganja svetlu, određene talasne dužine, oslobađaju slobodne radikale koji su odgovorni za reakciju polimerizacije. Najčešće korišćen fotoinicijator u industriji kompozita je kamforhinon u kombinaciji sa tercijarnim aminom kao ko-inicijatorom. Kamforhinon je izrazito žuta supstanca sa maksimumom apsorpcije svetlosti talasne dužine od približno 470 nm [1]. Usled izrazito žute boje, koja narušava estetiku pojedinih kompozitnih materijala, kao i postojanja efikasnijih inicijatorskih sistema, proizvođači sve više promovišu upotrebu drugih fotoinicijatora poput fosfin oksida (TPO) i inicijatora na bazi germanijuma (Ivocerin) koji reaguju sa svetlom kraćih talasnih dužina \approx 400 nm [23].

1.2.1. Polimerizacija

Polimerizacija kompozitnih materijala predstavlja hemijsku reakciju između organskih monomera i slobodnih radikala, prilikom čega dolazi do njihovog umrežavanja, odnosno formiranja polimera i sledstvenog očvršćavanja kompozita. Materijali koji se koriste u restaurativnoj stomatologiji, naročito za direktne ispune, najčešće se svetlosno polimerizuju. Izlaganje kompozitnog materijala elektromagnetnom zračenju određene talasne dužine, aktivira molekule fotoinicijatora prilikom čega nastaju slobodni radikali. Sama polimerizacija se sastoji iz tri faze (Slika 1). Nastanak slobodnih radikala, kao i reakcija jednog od njih i prvog monomera unutar kompozitnog materijala se označava kao prva faza polimerizacije, odnosno inicijacija. Prilikom te reakcije dolazi do "otvaranja" odnosno konvertovanja dvogube C = C veze monomera u jednogubu C - C vezu nakon koje nastaje struktura poznata kao reaktivni centar, koja može dalje reagovati sa novim monomerom unutar smese. Dalje reakcije sa svakim sledećim monomerom, pri čemu iznova dolazi do nastanka novog reaktivnog centra, rezultuju uvećanjem polimernog lanca i nastankom makroradikala. Ova faza polimerizacije se naziva propagacija. Nakon određenog vremena reaktivni centri bivaju iskorišćeni, međusobnom

reakcijom makroradikala (rekombinacijom) ili reakcijom disproporcionacije nakon čega nastupa faza terminacije i proces uvećanja polimernog lanca se privodi kraju [24].



Slika 1. Faze radikalne polimerizacije (*Ljubaznošću Prof. Dr Vesne Miletić*)

U toku polimerizacije dolazi do kontrakcije kompozita kao posledica zamene slabih Van der Valsovih sila kovalentnim vezama, što za posledicu ima smanjenje distance između molekula monomera [25]. Prilikom polimerizacije kontrakcije dolazi do nastanka kontrakcionog stresa na spoju kompozitnog materijala i zidova kaviteta. Kao neke od posledica kontrakcije kompozita i sledstvenog razvijanja stresa, ukoliko sile nadmašuju jačinu veze kompozita i zidova kaviteta, navode se formacija mikropukotina, mikrocurenje i nastanak pigmentacija na spoju materijala i zubnog tkiva. Ukoliko je jačina veze pak jača od nastalog stresa, sledstveno nastaju frakture zuba, postoperativna osetljivost kao i defleksija kvržica [19,25,26].

1.2.2. Stepen konverzije

Kvalitet polimerizacije se analizira odnosom između količine preostalih dvostrukih veza i količine dvostrukih veza pre reakcije polimerizacije. Ovaj odnos se izražava u procentima, naziva se stepen konverzije i nikada nije potpun, odnosno njegova vrednost nije 100% [27]. Brojni monomeri ostaju "zarobljeni" unutar polimera, usled čega njihova reakcija sa aktivnim centrima nije moguća, te se konverzija u opsegu od 50 do 80% najčešće registruje za materijale na bazi metakrilata [28-31]. Na konverziju utiče sastav samog materijala:

a) Vrsta monomera i njihov međusobni odnos

Usled velike organske mase, velike gustine i rigidnosti BisGMA i sledstveno niskog stepena konverzije materijala u kome se taj monomer izolovano nalazio, počelo se sa primenom novih monomernih smeša poput kombinacije BisGMA/TegDMA (trietilen glikol dimetakrilat). U cilju povećanja stepena konverzije, vremenom su se razvile nove vrste organskih smola, manje viskoznosti, poput UDMA (Uretan dimetakrilat) i Bis-EMA koje su u smešama monomera počele da zamenjuju BisGMA [32-36].

b) Punioci

Povećanje količine punilaca unutar kompozitnog materijala rezultuje suptilnim ali ipak negativnim uticajem na stepen konverzije, dok se monomerima i njihovom međusobnom odnosu pridaje veći značaj [37]. Što se tiče veličine čestica punioca, postoje brojni faktori koji otežavaju jasnu korelaciju između stepena konverzije i veličine čestica. U radu Habib i saradnika, smanjenjem veličine čestica dobijene su niže vrednosti stepena konverzije [38]. Pretpostavka autora je da se između manjih čestica punilaca nalaze manji prostori, u kojima su i manje koncentracije monomera i to se pominje kao mogući razlog što sa smanjenjem veličine čestica punilaca dolazi i do nižeg stepena konverzije [38]. Takođe, postoji pretpostavka da sa malim česticama punilaca, monomeri formiraju veliku kontaktnu površinu, čime se njihova mobilnost ograničava, te takvi materijali poseduju i veću viskoznost [39] i sledstveno niži stepen konverzije.

Isključiv uticaj veličine punilaca, pogotovo kada se stepen konverzije posmatra na donjoj strani uzoraka (strani udaljenijoj od svetlosnog izvora) nije tako jednostavno definisati zbog kompleksne interakcije materijala i svetlosti. Prilikom prolaska svetlosti kroz sredine različite optičke gustine dolazi do promene u njoj brzini koja uzrokuje promenu pravca kretanja fotona i označava se kao refrakcija ili prelamanje svetlosti. Indeks prelamanja svetlosti označava koliko je puta brzina svetlosti u nekoj sredini manja od brzine u vakumu. Studije su pokazale da što su indeksi refrakcije monomera i punilaca međusobno sličnijih vrednosti, to je i translucencija kompozitnog materijala veća, odnosno penetracija svetla kroz takav materijal dublja [40,41], što utiče i na stepen konverzije kompozitnog materijala. Takođe, potrebno je uzeti u obzir i rasejanje svetlosti prilikom prolaska kroz materijal koji se polimerizuje. Određeni podaci u literaturi ukazuju da veličina punilaca približna polovini talasne dužine ultraljubičaste svetlosti koja prolazi kroz kompozitni materijal uzrokuje njeno najveće rasejanje [42], dok u radu Turssi i saradnika, autori pretpostavljaju da su čestice punioca bliske veličine talasnoj dužini svetlosti halogene lampe, dovele do većeg rasejanja i sledstveno manjeg stepena konverzije [43]. U pomenutoj studiji [43], oblik punilaca nije imao značajan efekat na stepen konverzije. U radu sa eksperimentalnim kompozitnim materijalima različite veličine čestica silike (0,05 μm , 0,4 μm , 0,9 μm , 2 μm) pri povećanju veličine čestica sa 0,05 μm na 2 μm , došlo je do značajne redukcije u količini propuštenog svetla koje autori takođe pripisuju povećanju rasejanja svetlosti [44]. Ovakvi podaci još jednom ukazuju na kompleksnost korelacije veličine punilaca i stepena konverzije.

c) Fotoinicijatorski sistem

Povećanjem koncentracije fotoinicijatora unutar kompozitnog materijala moguće je postići i više vrednosti stepena konverzije [45]. Za svaki materijal postoji i određeni prag koncentracije fotoinicijatora, čijim prelaskom može doći do narušavanja karakteristika dobijenog polimera [46]. Pored koncentracije, i vrsta fotoinicijatora utiče na stepen konverzije, pa su tako Miletić i saradnici [47] pokazali da smese monomera bez punilaca koje sadrže TPO kao fotoinicijator, postižu značajno viši stepen konverzije nego smese sa kamforhinonom. U ranije publikovanom radu [48], različite vrste inicijatora unutar eksperimentalnih kompozita (TPO, kamforhinon, BAPO), nisu uticale na značajne razlike u stepenu konverzije, međutim prisustvo TPO fotoinicijatora je rezultovalo manjom promenom boje uzoraka nakon starenja u vodi. Ipak, kombinacija određenih koncentracija kamforhinona i TPO inicijatora može predstavljati najbolji izbor sa aspekta male promene boje nakon polimerizacije i postizanja optimalnih vrednosti stepena konverzije materijala debljine do 2 mm [49].

Osim sastava kompozita i drugi faktori utiču na kvalitet polimerizacije:

-Temperatura materijala - Zagrevanje materijala pre polimerizacije uzrokuje više vrednosti stepena konverzije [50]. Kao jedno od objašnjenja je da zagrevanje kompozitnih

materijala dovodi do smanjenja njihove viskoznosti, te monomeri unutar takvog medijuma postaju mobilniji. Mobilnost monomera rezultira većom mogućnošću njihove interakcije u toku polimerizacije a samim tim i višim stepenom konverzije [51].

- Vrsta, iradijansa, položaj i udaljenost svetlosnog izvora kao i vreme polimerizacije imaju uticaj na stepen konverzije [52,53]. Pojedini autori navode da korišćenjem svetlosnih izvora veće iradijanse, može doći do pogrešnog zaključka da se skraćivanjem vremena ekspozicije mogu postići iste vrednosti stepena konverzije materijala [54,55]. Tačnije, dovodi se u pitanje relevantnost zakona reciprociteta koji su definisali Bunsen i Roscoe kada se radi o stomatološkim materijalima. Naime, ovaj zakon govori da ukoliko je proizvod iradijanse i vremena ekspozicije isti (bez obzira na izolovane vrednosti iradijanse, odnosno vremena ekspozicije) neće biti promena u fotohemijskom efektu. Skorašnja studija pak pokazuje da je pomenuti zakon reciprociteta primenljiv u nekim slučajevima i kada su stomatološki materijali u pitanju [56].

Polimerizacija unutar samog materijala se ne prekida prestankom prosvetljavanja. Unutar materijala, polimerizacija nastavlja da se odvija dok god ima preostalih slobodnih radikala i relativno pokretnih monomera koji sa njima mogu stupiti u reakciju. Stoga, najviši stepen konverzije, za određeni materijal i date uslove se ne postiže odmah nakon polimerizacije. Potrebno je reći i da ne postoji univerzalan vremenski period koji je neophodan da protekne kako bi se brzina polimerizacije svela na minimum, već je on uslovljen vrstom kompozitnog materijala [57,58].

Stepen konverzije predstavlja svojstvo od koga zavise mehaničke, fizičke i biološke karakteristike materijala. Ustanovljena je korelacija između boljih mehaničkih svojstava i viših vrednosti stepena konverzije [59]. Potrebno je razumeti da mehaničke karakteristike određenog materijala ne zavise isključivo od stepena konverzije, što implicira da ukoliko poredimo dva različita materijala viši stepen konverzije jednog, ne znači nužno i bolja mehanička svojstva u odnosu na drugi materijal [60-62].

Poznato je da viši stepeni konverzije utiču na manje izluživanje susptanci koje mogu imati negativan uticaj na okolno tkivo [63]. Ove supstance potencijalno imaju alergogena svojstva [64], kao i negativan sistemski uticaj [65]. Stepen konverzije pored uticaja na svojstva samog kompozitnog materijala ima uticaj i na metabolizam mikroorganizama na površini kompozita unutar laboratorijski formiranog biofilma [66].

-Određivanje stepena konverzije ramanskom spektroskopijom

U literaturi se za određivanje stepena konverzije adheziva i kompozita često koristi ramanska spektroskopija [47,67-71].

Određivanje stepena konverzije adheziva i kompozita može se vršiti pomoću direktnih i indirektnih metoda. U direktne metode zasnovane na vibracionoj spektroskopiji, spadaju infracrvena spektroskopija sa Furijeovom transformacijom (FTIR) i ramanska spektroskopija [27]. Direktne metode neposredno analiziraju količinu neizreagovanih C=C veza [72]. Ramanska spektroskopija se u poređenju sa FTIR spektroskopijom smatra jednostavnijom metodom jer ne zahteva posebnu pripremu uzoraka, koja je kod FTIR spektroskopije neophodna [27,72]. Takođe, pomoću ramanske spektroskopije je moguće izvršiti veći broj merenja na istom uzorku, upravo zbog nedestruktivnosti same metode. Dok FTIR spektroskopija meri apsorpciju upadnog zračenja, ramanska spektroskopija se zasniva na fenomenu neelastičnog rasejanja [27]. Ovaj fenomen se označava kao Ramanov efekat, po indijskom naučniku koji je prvi primetio ovu pojavu [73].

Naime, ukoliko se snop monohromatske svetlosti najčešće iz vidljive, bliske infracrvene, a ređe ultraljubičaste oblasti, propusti kroz određenu supstanciju, jedan njegov manji deo biva rasejan na molekulima supstance. Upadni fotoni pobuđuju molekule u uzorku u virtuelno

energijsko stanje, nakon čega dolazi do njihovog relaksiranja na vibracione nivoe osnovnog elektronskog stanja [27]. Prilikom rasejanja najveći broj emitovanih fotona će ostati nepromenjene energije, tj. frekvencije kao upadno zračenje i ovakvo elastično rasejanje se označava kao Rejljevo rasejanje [73]. Ono ne pruža informacije o molekulima unutar ispitivane supstancije, te se unutar ramanskog spektroskopa uklanja pomoću odgovarajućeg filtera [27]. Manji deo su Ramanski fotoni, odnosno fotoni čija se energija razlikuje od energije upadnog fotona, upravo za vrednost razlike između dva vibraciona nivoa, što se označava kao ramansko pomeranje koje ne zavisi od frekvencije upadnog zračenja, specifično je za svaku molekulsku vrstu i izražava se u cm^{-1} [73,74].

Specifične funkcionalne grupe i hemijske veze unutar ispitivane supstancije poseduju određena vibraciona energijska stanja od kojih će zavistiti energijski spektar emitovanih fotona. Stoga traka na 1640 cm^{-1} odgovara vibracijama alifatičnih, dok traka na 1610 cm^{-1} vibracijama aromatičnih C=C veza [27,75]. Promena u relativnom intenzitetu pomenutih traka, pre i nakon polimerizacije se koristi za izračunavanje stepena konverzije [72,75].

Posebnu prednost imaju instrumenti spregnuti sa mikroskopom, koji omogućavaju precizno usmeravanje laserskog snopa, odnosno precizno određivanje mesta snimanja spektra, sa prostornom rezolucijom mikronskih dimenzija [27].

1.2.3. Dubina polimerizacije

Dubina polimerizacije se definiše kao najveća debljina kompozitnog materijala koja se može adekvatno polimerizovati u jednom sloju. Dubina polimerizacije materijala je postala još interesantnija od kada su se na tržištu pojavili bulk-fill materijali, na šta ukazuje veliki broj radova koji su ispitivali dubinu polimerizacije, ali i analizirali rezultate dobijene ispitivanjem ovog svojstva [76-78]. Na dubinu polimerizacije pored vrste, debljine, nijanse kompozitnog materijala, odnosno karakteristika samog materijala, utiču svojstva svetlosnog izvora kojim se polimerizacija obavlja kao i način pripreme uzoraka za samo ispitivanje [79-82].

Dubina polimerizacije se može ispitivati relativno jednostavnom metodom poput testa grebanjem (eng. scraping test). Scraping test (ISO 4049) se sastoji u pravljenju kompozitnog uzorka pomoću metalnog kalupa dijametra 4 mm i dubine 6 mm. Kompozit se unosi u kalup prilikom čega se i donja i gornja površina materijala prekrivaju celuloidnim tračicama. Po polimerizaciji uzorka u datom kalupu, metalnom špatulom se uklanja "mekši" deo materijala sa donje strane uzorka do ekspaniranja kompozita koji više nije moguće ukloniti na ovaj način. Rastojanje od gornje i špatulom novoformirane donje površine se deli sa dva i na taj način se determiniše dubina polimerizacije za određeni materijal i odgovarajući svetlosni izvor [83]. Ova metoda se nije pokazala kao pravi izbor pri ispitivanju dubine polimerizacije kod bulk-fill materijala jer "precenjuje" dubinu polimerizacije, u poređenju sa ispitivanjem mikrotvrdoće po Vickersu [84].

Još jedna od metoda je primena penetrometra koji predstavlja uređaj sa iglom, dijametra 0,05 mm na vrhu. Igla se utiskuje u donju površinu uzorka i vrednost penetracije se očitava sa samog uređaja [85].

Postoje nešto prefinjenije indirektno metode za ispitivanje dubine polimerizacije koje podrazumevaju poređenje stepena konverzije i mikrotvrdoće gornje i donje površine kompozitnih uzoraka [27]. Gornja površina kompozitnog uzorka predstavlja površinu najbližu svetlosnom izvoru, dok je donja najudaljenija za prethodno definisanu debljinu kompozita. Ako posmatramo mikrotvrdoću kao parametar odgovarajuće dubine polimerizacije, vrednost mikrotvrdoće donje površine koja nije manja od 80% vrednosti mikrotvrdoće gornje (odnos 0,8) u literaturi se pominje kao vrednost adekvatne polimerizacije, odnosno da je do donje

površine dospela dovoljna količina svetlosti [58,86,87]. Dokazana je pozitivna korelacija stepena konverzije i tvrdoće po Vickersu donjih slojeva kompozitnog materijala. Prosečna vrednost odnosa donjeg prema gornjem sloju stepena konverzije od 0,9 odgovara odnosu tvrdoće od 0,8 [88].

Pojedini autori referentne vrednosti stepena konverzije i tvrdoće koje su najčešće zastupljene u literaturi, smatraju isuviše proizvoljnim i nepreciznim za prikazivanje karakteristika samog materijala. Odnosno, referentne vrednosti mogu pogrešno ukazati na adekvatnu polimerizovanost donje površine, shodno tome, deblji sloj materijala može pogrešno biti preporučan za bezbednu aplikaciju u kavitet [89]. Predložena je i nova definicija dubine polimerizacije, koja se odnosi na dubinu na kojoj materijal prelazi iz sjajnog u gumasto stanje [89]. Međutim, ovakva definicija nije široko prihvaćena.

1.2.4. Klasifikacija kompozitnih materijala

Za sada ni jedna klasifikacija kompozita nije idealna. Postoji tendencija ka kreiranju podele koja ne bi bila samo opisna, već bi kliničarima preciznije predstavila karakteristike materijala, a samim tim olakšala izbor kompozita u kliničkoj praksi [90]. Postoji nekoliko klasifikacija.

Prva i najčešće upotrebljavana je podela u zavisnosti od veličine punilaca [19]. Prema njoj kompozitni materijali se mogu podeliti na kompozite sa makropuniocima (10-50 μm), mikropuniocima (prosečan dijametar punioca 40 nm) i hibridnim puniocima (mešavina makro i mikropunioca). U zavisnosti od međusobnog odnosa makro i mikropunioca, hibridni kompozitni materijali se mogu podeliti na:

- Hibridne kompozitne materijale sa midipuniocima (1-10 μm + 40 nm)
- Hibridne kompozitne materijale sa minipuniocima (0,4-1 μm + 40 nm) (mikrohibridni kompozitni materijali)
- Hibridne kompozitne materijale sa nanopuniocima (5-100 nm) (nanohibridni kompozitni materijali)

Veliki broj proizvođača je povećanjem zastupljenosti nanočestica u mikrohibridnim kompozitima dobio materijale koje je plasirao na tržište kao "nanohibridne kompozite" [19]. Napraviti jasnu razliku između nanohibridnih i mikrohibridnih kompozitnih materijala nije moguće, stoga ni ova podela nije idealna.

Prema konzistenciji materijala postoji gruba podela na tečne, pastozne i pakovane kompozite koja opet ne pruža dovoljno informacija o svojstvima i "ponašanju" samog materijala [19].

Klasifikacija koja je od skoro u upotrebi je podela koja odgovara zastupljenosti neorganskih čestica u kompozitu, odnosno njihovom zapreminskom udelu u materijalu [91]. Naime, ustanovljena je korelacija između modula elastičnosti materijala i zapreminskog udela punilaca koja bliže opisuje karakteristike materijala. Prema ovoj klasifikaciji [91] razlikujemo:

- Ultra nisko punjene "Ultra low-fill" kompozite - zapreminski udeo punilaca manji od 50%
- Nisko punjene "Low-fill" kompozite - zapreminski udeo punilaca od 50% do 74%
- Gusto punjene "Compact" kompozite - zapreminski udeo punilaca veći od 74%

Schwendicke i saradnici [92] su u svom radu u zavisnosti od izbora materijala na tržištu i termina koje proizvođači koriste, kompozitne materijale podelili na:

- Konvencionalne kompozite
- Ormocer kompozite
- Bulk-fill kompozite
- Kompozite na bazi silorana

1.2.5. Tečni kompozitni materijali

Na tržištu su se prvi tečni kompozitni materijali pojavili krajem 1996. godine. Predstavljaju kompozite male viskoznosti koja se postiže smanjenjem količine punilaca u kompozitnom matriksu, izborom smola manje viskoznosti ali i korišćenjem supstanci poput surfaktanata u njihovom sastavu [19,93].

Pokazano je da tečni kompozitni materijali imaju nižu vrednost modula elastičnosti i sledstveno manju krutost u odnosu na konvencionalne kompozitne materijale [94,95]. Pakuju se u tube nalik špricovima zbog svoje konzistencije i radi lakšeg plasiranja materijala u duboke i nepristupačne delove kaviteta.

Mala količina punilaca se može povezati sa lošijim mehaničkim karakteristikama materijala, tako da se izolovana primena tečnih kompozitnih materijala kao definitivnih ispuna izbegava u zonama velikog opterećenja. Upotreba ovih materijala je indikovana kod malih kaviteta koji nisu izloženi velikom opterećenju (III i V klase), pogotovo kod lezija nekarijesne etiologije, kod restauracije minimalnih preparacija I i II klase, kao podloga ispod konvencionalnih kompozitnih materijala i kao materijal za zalivanje fisura [93,96].

Očekuje se da ovi materijali, zbog svoje veće elastičnosti, imaju sposobnost apsorpcije i kompenzacije stresa koji nastaje između restaurativnog materijala i zubnog supstrata u toku polimerizacije i mastikacije. Ranije publikovana studija koja je analizirala veći broj radova na ovu temu, ukazuje da primena tečnih kompozita kao podloge ispod restauracije, ne rezultuje značajno nižim vrednostima mikrocurenja na spoju materijala i zuba [97].

U literaturi se mogu naći podaci koji ukazuju na jaču vezu određenih adheziva sa dentinom, kada se tečni kompoziti koriste kao podloga ispod pastoznih materijala [98,99].

1.2.6. Bulk-fill kompoziti

Bulk-fill materijali spadaju u relativno novu grupu kompozitnih materijala. Predstavljaju kompozitne materijale koji se mogu postavljati u slojevima od 4-5 mm, za razliku od konvencionalnih kompozita koji iziskuju debljinu slojeva do 2 mm. Aplikacija manjeg broja slojeva je dovela do kraće kliničke procedure ali i do manje mogućnosti nastanka vazdušnih prostora između slojeva u poređenju sa konvencionalnim kompozitima [100]. U odnosu na konvencionalne kompozitne materijale uočavaju se razlike u translucenciji i veličini punilaca, sastavu organskog matriksa i vrsti fotoinicijatora [79,88,101,102].

Prema konzistenciji mogu se podeliti na tečne i pastozne bulk-fill kompozitne materijale. Jedini materijal koji ne pripada sasvim ovim grupama je SonicFill (Kerr) kompozit čija se viskoznost menja korišćenjem posebnog nastavka unutar koga se stvara zvučni talas. Zvučni talas se prenosi na kompu sa materijalom, koja se nalazi na vrhu nastavka, te je aplikacija kompozita na ovaj način olakšana.

Tečni bulk-fill materijali sadrže manju količinu punilaca, poseduju lošija mehanička svojstva u odnosu na pastozne [79,103] i samim tim zahtevaju završni sloj konvencionalnog ili pastoznog bulk-fill kompozita. Nalaze se upakovani kao i konvencionalni tečni kompoziti, radi lakše aplikacije u nepristupačne delove kaviteta. Materijali manje viskoznosti (tečni bulk-fill) u pojedinim studijama su se pokazali bolje po pitanju dubine polimerizacije u odnosu na pastozne bulk-fill materijale [77,88]. Ako posmatramo stepen konverzije kao izolovano svojstvo kompozita mereno na površini uzoraka, pojedini tečni bulk-fill kompozitni materijali postigli su komparabilne rezultate kao i konvencionalni (pastozni i tečni) kompoziti [104]. Takođe, bulk-fill materijali male viskoznosti nisu pokazali unapređenje mehaničkih karakteristika (otpornost na trošenje, žilavost) u odnosu na tečne konvencionalne materijale [105]. Međutim, upotreba bulk-fill materijala male viskoznosti ispod konvencionalnog materijala pokazala je manju defleksiju kvržica nego kada je kavitet ispunjen samo konvencionalnim materijalom [106]. U skorašnjoj *in vitro* studiji data je i preporuka za korišćenje tečnih materijala kao "linera" (podloge) ispod pastoznih bulk-fill kompozita jer je zabeležena bolja adaptacija na zidove kaviteta I klase i povoljniji vektori kontrakcije, odnosno tečni bulk-fill materijali su ispoljili efekat neutralizacije stresa prilikom polimerizacije kontrakcije [107]. U kliničkim uslovima tečni bulk-fill materijali aplikovani u kavitete I ili II klase u debljini od 4 mm, pa potom prekrivani konvencionalnim nano-hibridnim kompozitom u sloju od 2 mm su se pokazali podjednako dobro kao i kada je u kavitate aplikovan konvencionalni nano-hibridni kompozit slojevitom tehnikom [108]. U pomenutoj studiji su evaluirani različiti parametri (marginalna adaptacija, anatomska forma, hrapavost, marginalno prebojavanje kao i estetska svojstva (boja)) tokom 5 godina [108].

Pastozni bulk-fill kompoziti se mogu koristiti za ispunjavanje celog kaviteta bez potrebe za korišćenjem bilo kakvog završnog sloja. U ranijoj *in vitro* studiji, potvrđeno je da dubina polimerizacije pastoznih bulk-fill materijala, pored uslova polimerizacije (iradijansa svetlosnog izvora i vreme polimerizacije), zavisi od svojstva kompozitnih materijala, i da su kod različitih bulk-fill materijala neophodne različite vrednosti izloženosti zračenju (proizvod iradijanse svetlosnog izvora i vremena prosvetljavanja) da bi se postigla dubina polimerizacije od 4 mm [86]. U nedavno publikovanom preglednom radu, analizirane su 33 publikacije u kojima je ispitivana dubina polimerizacije na osnovu odnosa vrednosti stepena konverzije, odnosno mikrotvrdoće između donje i gornje površine uzoraka ili pak primenom obe metode. Zaključeno je da se polimerizacijom svetlosnim izvorom iradijansa $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$ u trajanju od najmanje 20 s, kod većine komercijalnih bulk-fill materijala postiže adekvatna dubina polimerizacije, odnosno dubina polimerizacije koja je predstavljena od strane proizvođača [76]. U nedavnoj studiji, pokazano je da se upotrebom savremenih svetlosnih izvora i posebnih bulk-fill materijala (promena u hemijskoj strukturi) može postići adekvatna dubina polimerizacije i za znatno kraće vreme, 3 odnosno 5 sekundi [109].

U kliničkim uslovima slojevita tehnika aplikacije bulk-fill kompozita nije pokazala bolje rezultate u odnosu na aplikovanje istog materijala u jednom sloju debljine 4 mm [110], dok su nezavisno od tipa materijala (pastozni ili tečni bulk-fill) ispuni na bočnim zubima od bulk-fill kompozita dali komparabilne rezultate kao i ispuni sa konvencionalnim kompozitima [111].

1.3. Svetlosni izvori

Svetlosni izvori u savremenoj stomatologiji su postali neizostavni deo u svakodnevnoj praksi. Upotreba lampi koje emituju plavo svetlo predstavlja neophodni deo za započinjanje i odvijanje polimerizacije. Svetlosni izvori (lampe), koje se primenjuju u stomatologiji, mogu se podeliti u četiri grupe [112,113]: a) Kvarc-volfram-halogen lampe b) Plasma-arc lampe c) Argon-ion lampe d) LED lampe (eng. light - emitting diodes).

U Tabeli 1. opisana je terminologija koja će se koristiti u daljem tekstu o karakteristikama svetlosnih izvora [112,114].

Tabela 1. Radiometrijske fizičke veličine od značaja za svetlosne izvore u stomatologiji [112,114]

Fizička veličina	Jedinica	Definicija
Fluks zračenja	Vat (W)	Izračena energija po jedinici vremena J/s
Energija zračenja	Džul (J)	Emitovana energija iz izvora
Izloženost zračenju	Džul po centimetru kvadratnom (J/cm ²)	Primljena energija po jedinici površine
Emitansa zračenja	Vat po centimetru kvadratnom (W/cm ²)	Snaga zračenja emitovana sa određene površine
Iradijansa	Vat po centimetru kvadratnom (W/cm ²)	Snaga zračenja emitovana na površinu

U ovom tekstu biće više reči o LED lampama kao uređajima koji su korišćeni u ovoj doktorskoj disertaciji. Prve LED lampe su se pojavile 90-ih godina prošlog veka. Jedna od prednosti LED tehnologije je bila dugotrajnost takvih svetlosnih izvora u odnosu na halogene lampe koje su relativno brzo gubile inicijalna svojstva za adekvatnu polimerizaciju. Manja produkcija toplote usled emitovanja svetlosti uskog spektralnog opsega rezultovala je i odsustvom potrebe rashladnih uređja (ventilatora) unutar LED izvora svetlosti, što je uslovalo i njihovu manju veličinu. Takođe, mogućnost bežičnog korišćenja je predstavljala olakšavajuću okolnost njihove primene [112]. Od pojave ovih svetlosnih izvora do sada, izdvojile su se tri grupe ovih uređaja [113].

1.3.1. LED lampe prve generacije

Prva grupa LED lampi je emitovala svetlost iz velikog broja grupisanih dioda [115]. Iako je na početku iradijansa eksperimentalno pravljenih LED izvora svetlosti bila značajno manja nego što je to slučaj sa komercijalno dostupnim halogenim lampama, pojedina mehanička svojstva (pritisna čvrstoća, savojna čvrstoća) većine ispitivanih kompozitnih materijala polimerizovanih i jednim i drugim izvorima su bila približna [116,117]. Moglo se zaključiti da LED lampe produkuju veći procenat svetlosti talasnih dužina koje odgovaraju apsorpcionom spektru kamforhinona [117,118]. Bez obzira što je spektar svetlosti bio uniformnijih talasnih dužina, u literaturi ima radova koji pokazuju da komercijalno dostupne LED lampe prve generacije nisu mogle da adekvatno pariraju halogenim lampama [118,119], stoga se pojavila potreba za unapređenjem LED svetlosnih izvora.

1.3.2. LED lampe druge generacije

Ova grupa LED lampi se na tržištu pojavila početkom 2000-ih godina. Poseduju mali broj čipova značajno veće snage nego što je to slučaj sa lampama prve generacije [120]. Bez obzira na znatno veću iradijansu lampi druge generacije, usled uskog spektra emitovane svetlosti, postojao je problem polimerizacije materijala sa određenim alternativnim vrstama

fotoinicijatora, odnosno fotoinicijatorima koji nisu kamforhinon [115]. Na osnovu rezultata koji su se dobijali prosvetljavanjem kompozitnih materijala, uočen je veliki potencijal LED tehnologije da parira ali i potisne upotrebu halogenih svetlosnih izvora [120,121].

1.3.3. LED lampe treće generacije

Pojedini fotoinicijatori (Lucirin TPO) bivaju pobuđeni kraćim talasnim dužinama nego što je to slučaj sa kamforhinonom [122]. Usled toga, proizvođači su unutar svetlosnih izvora, odnosno LED lampi treće generacije, počeli da postavljaju čipove koji emituju svetlost različitih talasnih dužina kako bi apsorpcioni spektri većeg broja fotoinicijatora bili obuhvaćeni, odnosno kako bi bilo moguće adekvatno polimerizovati sve materijale na tržištu [113,115]. Lokalizacija LED čipova u ovim lampama i njihovi emisijski spektri direktno utiču na prostornu i spektralnu uniformnost iradijance, i bitno se razlikuju za talasne dužine od 405 nm i 460 nm [123]. Ipak, lampe treće generacije poboljšavaju stepen konverzije i mikrotvrdoću univerzalnih kompozita koji sadrže i alternativni fotoinicijator Lucirin TPO [70]. Kod bulk-fill kompozita sa kamforhinonom i Lucirinom TPO, lampe treće generacije rezultuju višim stepenom konverzije samo u delu materijala koji je bliži svetlosnom izvoru, dok prisustvo alternativnog fotoinicijatora ne doprinosi boljoj konverziji dubljih slojeva materijala zbog ograničenog prodora svetlosti manje talasne dužine [124].

1.3.4. Uticaj karakteristika svetlosnog izvora na kvalitet polimerizacije

Kao što je rečeno u ranijem delu teksta, na stepen konverzije i dubinu polimerizacije pored samih svojstava materijala, utiču i svojstva svetlosnog izvora. Pre svega misli se na snagu izvora, vreme polimerizacije, dijametar nastavka svetlosnog izvora, udaljenost i položaj svetlosnog izvora od materijala koji se polimerizuje [112].

Proizvođači često snagu svojih svetlosnih izvora predstavljaju iradijansom. Kao što se u tabeli 1. može videti, iradijansa podrazumeva snagu zračenja koja dospeva do određene površine, odnosno materijala. Predstavljanje snage svetlosnog izvora iradijansom i posedovanje samo te informacije, nije u velikoj meri klinički značajno za upotrebu određene lampe. Da bi se to moglo bolje razumeti potrebno je reći da se iradijansa svetlosnog izvora može izmeriti radiometrom na čiji se senzor, direktno (bez rastojanja), postavlja vrh lampe pri čemu u takvom slučaju, iradijansa biva isto što i emitansa [112]. Emitansa podrazumeva snagu zračenja emitovanu sa određene površine i dobija se kada se snaga svetlosnog izvora podeli sa veličinom površine sa koje se emituje (W/cm^2). To implicira da iradijansa, odnosno emitansa, zavisi od dijametra vrha svetlosnog izvora. Smanjenjem dijametra vrha lampe "veštački" se dobija veća vrednost iradijance, koja nužno ne znači da ta lampa emituje adekvatnu snagu zračenja [125]. Kao što je rečeno, iradijansa svetlosnog izvora od strane proizvođača se najčešće meri direktnim prislanjanjem svetlosnog izvora na radiometar, što nije uvek moguće u kliničkim uslovima i sama vrednost iradijance u takvim idealnim uslovima ne pruža dovoljno informacija kliničaru [126].

U literaturi se može videti da povećanjem distance sa "idealnih" 0 mm na klinički relevantnijih 7 mm, dolazi do smanjenja iradijance svetlosnog izvora za oko 70 % [127]. Zato je preporuka da stomatolog bude informisan o dijametru vrha i iradijansi svetlosnog izvora kako bi se mogla steći potpunija slika o karakteristikama određene lampe [112,126,128].

Iako rastojanje svetlosnog izvora od materijala predstavlja bitan faktor za kvalitet polimerizacije, povećanje distance između kompozitnog materijala i svetlosnog izvora, u određenim radovima nije nužno rezultovalo statistički značajno nižim stepenom konverzije između svih svetlosnih izvora [129,130] dok se u drugim, prilikom povećanja distance dobijaju

niže vrednosti stepena konverzije [131]. Ovo se može objasniti činjenicom da pojedini svetlosni izvori bolje "tolerišu" (uniformniji svetlosni snop, manji ugao rasipanja svetlosti) varijacije u udaljenosti vrha lampe i kompozita u odnosu na druge [132,133]. Kao što je rečeno, izlazni snop svetlosti lampe nije potpuno uniforman što se tiče iradijansa i talasnih dužina svetlosti koje su zastupljene. Zato je uveden termin "koristan prečnik snopa" koji podrazumeva površinu gde je iradijansa svetlosti veća od 400 mW/cm^2 , koji varira između samih svetlosnih izvora ali i kod istog svetlosnog izvora prilikom povećanja distance u odnosu na restauraciju [133]. U literaturi postoje dokazi da je iradijansa od 400 mW/cm^2 halogene lampe u trajanju od 60 s, najmanja iradijansa potrebna za adekvatnu polimerizaciju kompozita debljine od 1,5-2 mm [134]. Ako posmatramo iradijansu od 400 mW/cm^2 u trajanju od 60 s, dobijamo vrednost izloženosti zračenja od 24 J/cm^2 koja je neophodna za adekvatnu polimerizaciju, što je i verifikovano kao minimalna doza da bi polimerizacija halogenim svetlosnim izvorom bila zadovoljavajuća [135]. Međutim, neophodno je reći da povećanjem vrednosti energije po jedinici površine, nije osigurana i adekvatna polimerizacija svih vrsta materijala [136].

Pored karakteristika samog svetlosnog izvora, potrebno je spomenuti i operatora (stomatolog, asistent) koji vrši polimerizaciju, gde jasno postoji uticaj dominantne ruke koju koristi u toku polimerizacije kao i njegovog položaja u odnosu na pacijenta [137].

Dodatna edukacija može biti ključna za sprovođenje adekvatne polimerizacije (dopremanje dovoljne količine svetla do restauracije), gde je pokazano da upotreba određenih simulatora (glava fantoma sa gornjom vilicom u kojoj se na određenim zubima nalaze senzori koji prikupljaju podatke o karakteristikama dopremljene svetlosti) može značajno popraviti rukovanje svetlosnim izvorom, ne samo studenata već i doktora stomatologije [138].

1.4. Varijacije primene materijala i tehnika svetlosne polimerizacije u kliničkoj praksi

1.4.1. Tehnika svetlosne polimerizacije

Odstupanje od optimalne tehnike svetlosne polimerizacije često se odnosi na nenamerne nepreciznosti u pogledu pozicije i stabilizacije vrha svetlosnog vodiča, što najčešće rezultuje povećanim rastojanjem i odstupanjem od upravnog ugla svetlosti na površinu materijala. Neprecizne tehnike svetlosne polimerizacije su pokazale značajne varijacije u dopremanju svetlosne energije materijalu [139]. Ova odstupanja su najčešće posledica nedovoljnog poznavanja značaja tehnike na kvalitet polimerizacije od strane operatora [140]. U određenim slučajevima objektivne okolnosti, poput distalne pozicije restauriranog zuba, nemogućnosti pacijenta da dovoljno otvori usta ili nepovoljnog dizajna lampe mogu biti uzrok odstupanja od optimalne tehnike [139].

Neadekvatna tehnika svetlosne polimerizacije može biti i posledica pogrešno preporučene tehnike. Naime, sa pojavom transparentnih matrica i kočića za bočne zube, jedno vreme se smatralo da transparentni kočić provodi svetlost i da je kroz njega moguća polimerizacija gingivalnih slojeva materijala u kavitetima II klase. To je dovelo do promene tehnike - horizontalno pozicioniran vrh svetlosnog vodiča usmeren iz vestibularnog ili oralnog pravca prema aproksimalnom delu kaviteta prislonjen na transparentni kočić. Istraživanja su pokazala da transparentni kočić ipak ne provodi dovoljno svetlosne energije u ovoj situaciji i da do materijala dopre manje od 10% emitovane svetlosne energije [141].

Ranije mišljenje da se kompozit kontrahuje prema svetlosnom izvoru [142], dovelo je do razvoja tehnike svetlosne polimerizacije tokom koje je vrh svetlosnog vodiča pozicioniran koso, iz vestibularnog ili oralnog pravca i upravljen kroz vestibularni ili oralni zid kaviteta, zavisno od pozicije aplikovanog sloja materijala [143]. Debljina zidova kaviteta, odnosno

debljina zubnih tkiva, bitno smanjuje transmisiju svetlosti [144], što smanjuje i količinu svetlosne energije dopremljene materijalu, a posledično narušava kvalitet polimerizacije. Osim toga, kasnija istraživanja su pokazala da su vektori kontrakcije usmereni prema unutrašnjosti materijala nezavisno od položaja svetlosnog izvora [145-147].

1.4.2. Zagrevanje kompozitnog materijala

Zagrevanje kompozitnog materijala se pokazalo kao postupak koji smanjuje viskoznost kompozita i potencijalno olakšava manipulaciju takvim materijalom [148]. Koliko će se određenom materijalu smanjiti viskoznosti zavisi od karakteristika samog materijala ali je potrebno znati da se ovim postupkom ne može postići konzistencija konvencionalnog tečnog kompozita [149]. Postoje dokazi da se zagrevanjem kompozita i potom aplikacijom u kaviteta postiže bolja marginalna adaptacija nego što je to slučaj sa nezagrejanim materijalom [30]. Takođe, zagrevanje kompozita pored uticaja na viskoznost ima efekta i na povećanje mikrotvrdoće u odnosu na nezagrejan materijal [150]. Povećanje mikrotvrdoće zagrevanjem je potvrđeno i u skorašnjoj studiji [151]. Svojstvo kompozita na koje zagrevanje takođe ima uticaj je i stepen konverzije gde zagrevanjem dolazi i do viših vrednosti stepena konverzije konvencionalnih kompozitnih materijala [152]. Ova pojava se može objasniti povećanjem mobilnosti monomera usled povećanja temperature i smanjenja viskoznosti, prilikom čega se postižu više vrednosti konverzije pre nastupanja vitifikacije materijala [153]. Iako su zabeležena neka negativna svojstva koja iz toga proističu, poput veće polimerizacione kontrakcije zagrejanih materijala [149] drugi rezultati ukazuju na smanjenje sila polimerizacione kontrakcije zagrejanih bulk-fill i konvencionalnih kompozita [154].

Pored zagrevanja materijala, gde od strane proizvođača nije eksplicitno navedeno da se za njihovu upotrebu preporučuje zagrevanje, na tržištu su se pojavili materijali gde proizvođač pak savetuje odnosno preporučuje primenu ovog postupka. Jedan od takvih materijala (VisCalor Bulk (VOCO GmbH)) se zagreva u posebno predviđenom uređaju (VisCalor Dispenser (VOCO GmbH)) za istovremeno zagrevanje (T 65 °C) i aplikaciju kompozitnog materijala unutar kaviteta. Iako u nedavno objavljenoj publikaciji, upotreba zagrejanog kompozita pomoću ovog aplikatora nije imala statistički značajan uticaj na stepen konverzije u odnosu na nezagrejan kompozit, zagrevanje materijala je doprinelo statistički većim vrednostima mikrotvrdoće po Vikersu, gornje i donje površine uzoraka, u odnosu na nezagrejan kompozit [151].

U skorašnjem radu, zagrejani bulk-fill kompoziti pokazuju manju incidencu formiranja poroznosti unutar samog materijala nego što je to slučaj sa kompozitom na ambijentalnoj temperaturi. Ovo se nije odnosilo samo na materijal čije je zagrevanje preporučeno od strane proizvođača (VisCalor Bulk (VOCO GmbH)) već i na bulk-fill materijale namenjene konvencionalnoj upotrebi [155].

Pored ovog aplikatora postoji još uređaja koji se koriste za zagrevanje kompozitnih materijala, jedan od najčešće korišćenih uređaja (Calset, AdDent, Danbury, CT, USA) poseduje tri programa zagrevanja na temperaturu od 37 °C, 54 °C i 68 °C. U nekim radovima se pominje temperatura zagrevanja od 60 °C u pomenutom grejaču [149,156], što implicira postojanje većeg broja serija datog uređaja. Prilikom zagrevanja kompozita u pomenutom grejaču, na temperaturama od 54 °C i 60 °C, najviša postignuta temperatura materijala u kompulama je bila nešto niža [156]. Takođe, neophodno je naglasiti i da između istih uređaja, odnosno uređaja koji pripadaju istoj generaciji, bez obzira na istu zadatu temperaturu postoji razlika u temperaturi koju postižu unutar "komore" za zagrevanje [156].

U literaturi je poznato da povećanje temperature unutar pulpnog tkiva od 5.5 °C dovodi do ireverzibilnih promena i sledstvenog oštećenja tkiva [157]. Iako su postojale sumnje da aplikacijom zagrejanog kompozitnog materijala unutar kaviteta može doći do potencijalnog

oštećenja pulpnog tkiva, u *in vitro* studiji je pokazano da "zdrav" dentin debljine 1 mm predstavlja dobar izolator i da se kritično povećanje intrapulpne temperature od 5.5 °C ne dešava ni pri temperaturi kompozita od 54 °C, odnosno 60 °C [158]. U *in vivo* studiji, gde je temperatura u kavitetu I klase merena u dve tačke (pulpni zid i 2 mm iznad pulpnog zida) pokazano je da aplikacijom kompozita zagrejanog na 60 °C, dolazi do porasta temperature od 6 °C, odnosno 8 °C unutar kaviteta, u odnosu na nezagrejani kompozit, što ukazuje na izuzetno brzo hlađenje materijala [159]. Pokazano je da prilikom vađenja korpule sa materijalom iz grejača, posle dva minuta dolazi do gubitka od 50% vrednosti početne temperature, dok je nakon 5 minuta taj gubitak i do 90% [156].

Stoga, jedan od osnovnih izazova za kliničara u radu sa materijalom više temperature u odnosu na ambijentalnu, jeste brzo sprovođenje svih postupaka do polimerizacije (aplikacija u kavitet, kondenzacija, modelacija), prilikom kojih neće doći do izrazitog pada temperature materijala.

1.4.3. Tehnika primene materijala

Primer velikog broja prepoznatih "tehnika" aplikacije kompozitnih materijala unutar kaviteta druge klase može se videti u radu Ferracane i saradnika. [160]. U pomenutoj studiji pominje se:

- Aplikacija konvencionalnog materijala slojevitom tehnikom
- Korišćenje zagrejanog kompozitnog materijala slojevitom tehnikom
- Korišćenje tečnog kompozita kao podloge (eng. liner) ispod sloja konvencionalnog pastoznog materijala (tečni kompozit se zasebno polimerizuje, ili se koristi u sklopu "snow-plow" tehnike)

U nedavnom radu [161], navedene su i varijacije u primeni bulk-kompozita:

- Korišćenje zagrejanog bulk-fill kompozita
- Korišćenje tečnog kompozita kao podloge ispod sloja pastoznog bulk-fill materijala ("snow-plow" tehnika)

1.4.3.1. Primena tečnog ispod pastoznog kompozita

Interesantna primena tečnog kompozitnog materijala ispod pastoznih kompozita je pomenuta "snow-plow" tehnika. Po nanošenju i polimerizaciji adheziva, nanosi se tanak sloj tečnog kompozita u kavitet. Preko nepolimerizovanog tečnog kompozita aplikuje se jedan sloj konvencionalnog materijala koji bi trebao da istanji i potisne, u teže dostupne delove kaviteta, tečni kompozit. Nakon toga se oba sloja kompozita istovremeno polimerizuju [160]. Još uvek ne postoji dovoljno radova koji se bave uspešnošću ove tehnike u odnosu na druge i koji bi opravdali primenu ove tehnike u kliničkoj praksi [160]. Pritom, indirektna saznanja ukazuju na potencijalno neadekvatnu polimerizaciju tečnog kompozita ispod sloja konvencionalnog ili bulk-fill kompozita zbog nemogućnosti adekvatne penetracije svetlosti kroz navedene materijale [162,163].

2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Osnovni cilj ovih istraživanja bilo je ispitivanje fizičkih svojstava adheziva i kompozitnih materijala kao i kvalitet veze kompozita sa dentinom prilikom različitih kliničkih varijacija njihove primene. Definisani su uži ciljevi:

1. Izmeriti stepen konverzije univerzalnog adheziva i jačinu veze za dentin smicanjem nakon 24 h i 6 meseci u zavisnosti od protokola njegove aplikacije i položaja svetlosnog izvora.
2. Izmeriti kinetiku promene temperature kompozitnih materijala, nakon njihovog zagrevanja.
3. Izmeriti stepen konverzije tečnog kompozitnog materijala u zavisnosti od vrste svetlosnog izvora, vremenskog intervala polimerizacije i vrste, debljine kao i temperature pastoznog kompozita kroz koji se vrši prosvetljavanje tečnog kompozitnog materijala.
4. Izmeriti jačinu veze univerzalnog adheziva za dentin mikroistezanjem, nakon 24 h i 6 meseci u zavisnosti od različitih kliničkih uslova aplikacije i polimerizacije kompozitnih materijala.

2.1. Zadaci istraživanja

Prema postavljenim ciljevima, definisani su odgovarajući zadaci:

1. Izmeriti i uporediti stepen konverzije univerzalnog adheziva pri različitim distancama i položajima svetlosnog izvora.
2. Izmeriti i uporediti jačinu veze sa dentinom smicanjem, inicijalno i nakon 6 meseci starenja, u zavisnosti od protokola aplikacije adheziva kao i pri različitim distancama i položajima svetlosnog izvora u odnosu na površinu zuba.
3. Izmeriti kinetiku promene temperature kompozitnog materijala u kavitetu ekstrahovanog zuba, u zavisnosti od inicijalne temperature kao i temperature instrumenata koji su korišćeni za njegovu kondenzaciju.
4. Izmeriti i uporediti stepen konverzije tečnog kompozita u zavisnosti od materijala kroz koji se prosvetljava tečni kompozit, kao i vremena prosvetljavanja i vrste svetlosnog izvora.
5. Izmeriti i uporediti stepen konverzije tečnog kompozita u zavisnosti od temperature materijala.
6. Izmeriti i uporediti jačinu veze univerzalnog adheziva mikroistezanjem, inicijalno i nakon 6 meseci starenja, u zavisnosti od redosleda polimerizacije slojeva kompozita kao i temperature kompozitnog materijala.

2.2. Nulte hipoteze

Nulta hipoteza 1: Nema razlike u stepenu konverzije univerzalnog adheziva bez obzira na distancu i položaj svetlosnog izvora

Nulta hipoteza 2: Nema razlike u jačini veze za dentin bez obzira na protokol aplikacije univerzalnog adheziva i na distancu i položaj svetlosnog izvora

Nulta hipoteza 3: Ne postoji razlika u kinetici promene temperature kompozitnih materijala bez obzira na početnu temperaturu i na temperaturu instrumenata koji su korišćeni za njihovu kondenzaciju.

Nulta hipoteza 4: Nema razlike u stepenu konverzije tečnog kompozita bez obzira na različite kliničke uslove njegovog prosvetljavanja.

Nulta hipoteza 5: Nema razlike u jačini veze univerzalnog adheziva sa dentinom bez obzira na različite kliničke uslove aplikacije i polimerizacije kompozitnih materijala.

3. MATERIJAL I METOD

U tabeli 2. su predstavljeni materijali korišćeni u ovoj doktorskoj disertaciji.

Tabela 2. Korišćeni materijali

Materijal	Sastav (iz tehničke dokumentacije proizvođača)
Single Bond Universal (3M)	2-hydroxyethyl methacrylate, bisphenol a diglycidyl ether dimethacrylate (BisGMA), 2-propenoic acid, 2-methyl-, reaction products with 1,10-decanediol and phosphorous oxide (p2o5), ethanol, water, 2-propenoic acid, 2-methyl- 3-(trimethoxysilyl)propyl ester, reaction products with vitreous silica copolymer of acrylic and itaconic acid, camphorquinone, dimethylaminobenzoat(-4) (dimethylamino)ethyl methacrylate
Filtek Ultimate Flowable Restorative (3M)	Silane Treated Ceramic, Substituted Dimethacrylate, Bisphenol A Diglycidyl Ether Dimethacrylate (BISGMA), Triethylene Glycol Dimethacrylate (TEGDMA), Silane Treated Silica, Ytterbium Fluoride, Reacted Polycaprolactone Polymer, Diphenyliodonium Hexafluorophosphate
Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M)	Ceramic materials and wares, chemicals, hydrolysis products with 3-(trimethoxysilyl)propyl methacrylate, Ethanol, 2,2'-[1,3-phenylenebis(oxy)]bis-, polymer with 2-(phenoxymethyl)oxirane, bis[N-[2-[(2-methyl-1-oxo-2-propen-1-yl)oxy]ethyl]carbamate], Ytterbium fluoride (YbF3), 7,7,9(or 7,9,9)-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecane-1,16-diyl bismethacrylate, 2-Propenoic acid, 2-methyl-, 3- (trimethoxysilyl)propyl ester, hydrolysis products with silica, 1,12-Dodecanediyl bismethacrylate

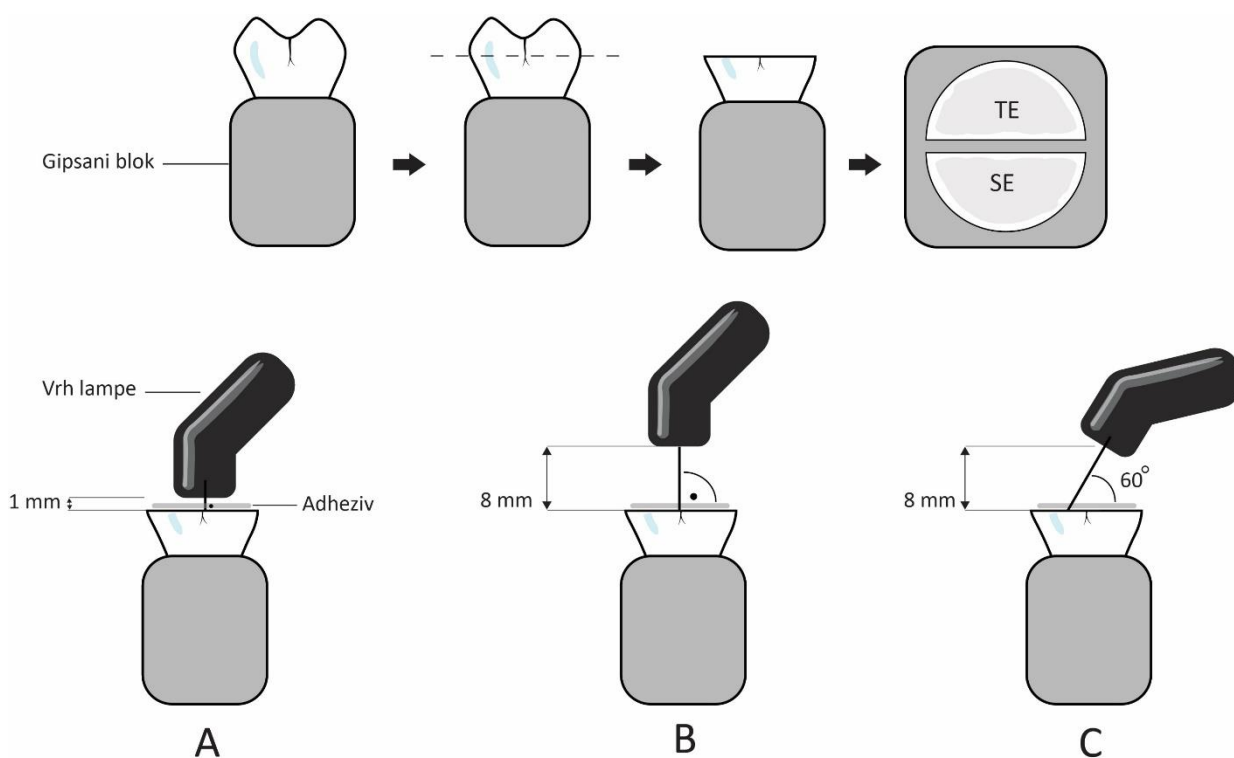
<p>Filtek One Bulk Fill Restorative (3M)</p>	<p>Silane Treated Ceramic, Aromatic Urethane Dimethacrylate, 1,12-Dodecane Dimethacrylate (DDDMA) Diurethane Dimethacrylate, (UDMA) Silane Treated Silica, Ytterbium Fluoride (YbF3) Silane Treated Zirconia, Water</p>
<p>Filtek Z250 (3M)</p>	<p>Silane Treated Ceramic, Bisphenol A Polyethylene Glycol Diether Dimethacrylate (BISEMA6), 10 Diurethane Dimethacrylate (UDMA), Bisphenol A Diglycidyl Ether Dimethacrylate (BISGMA), Triethylene Glycol Dimethacrylate (TEGDMA), Aluminum Oxide</p>
<p>Kerr Herculite XRV (Kerr)</p>	<p>7,7,9(or 7,9,9)-trimethyl-4,13-dioxo-3,14- dioxo-5, 12-diazahexadecane-1, 16-diyl bismethacrylate, poly(oxy-1,2-ethanediyl), α,α'-[(1- methylethylidene)di-4,1-phenylene]bis[ω-[(2- methyl-1-oxo-2-propen-1-yl)oxy], 1,6-hexanediyl bismethacrylate, 2,2'-ethylenedioxydiethyl dimethacrylate, hexamethylene diacrylate, 3-trimethoxysilylpropyl methacrylate</p>

3.1. Uticaj položaja svetlosnog izvora na jačinu veze i stepen konverzije univerzalnog adheziva

U eksperimentu je korišćeno 48 intaktnih humanih molara, ekstrahovanih iz ortodontskih razloga. Do početka eksperimenta, zubi su čuvani u 0,2% rastvoru timola na temperaturi od +4 °C.

Zubi su uloženi u gips do gleđno-cementne granice. Nakon toga su isečeni dijamantskom testerom (Isomet 4000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) iznad ekvatora, prilikom čega je otkrivena dentinska površina. Pomoću uveličavajućeg stakla utvrđeno je da nema zaostataka gleđi na dentinskoj površini. Svaki uzorak (dentinska površina) je podeljen na dve polovine, pomoću ureza dubine 2 mm.

Na jednoj polovini, dentin je nagrizen ortofosornom kiselinom u trajanju od 15 s, potom je adheziv Single Bond Universal (3M) utapkavan preko dentina u trajanju od 20 s, nakon čega je raspršen vazduhom pod pritiskom pomoću pustera (protokol totalnog nagrivanja) (TE). Na drugoj polovini dentinska površina nije bila nagrivena ortofosornom kiselinom, dok je postupak nanošenja adheziva bio identičan (protokol samonagrivanja) (SE). Svi uzorci su podeljeni u tri grupe (N=8/grupa) u zavisnosti od udaljenosti i ugla koji zaklapa svetlosni izvor (Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent)) sa dentinskom površinom (Slika 2).



Slika 2. Priprema uzoraka **(A)** Grupa "1mm_90°" (kontrola); **(B)** Grupa "8mm_90°"; **(C)** Grupa "8mm_60°"; Skraćenice: TE – protokol totalnog nagrivanja; SE – protokol samonagrivanja; N.B. Na slici je predstavljen debeo sloj adheziva samo u cilju lakše identifikacije i ne odgovara realnoj debljini adheziva u eksperimentu.

Po polimerizaciji adheziva, kompozitni uzorci (Filtek Z250 (3M)) debljine 2 mm su napravljeni na svakoj od polovina zuba pomoću silikonskog kalupa ($\varnothing 1.7$ mm x 2 mm), nakon čega je izvršena polimerizacija sa udaljenosti od 1 mm. Polovina uzoraka je čuvana u destilovanoj vodi 24 h na temperaturi od 37 °C, dok je druga polovina uzoraka čuvana 6 meseci na istoj temperaturi pre ispitivanja jačine veze smicanjem. Smicanje je vršeno pomoću univerzalnog merača sile (PCE-200, PCE Group, Southampton, UK). Režim rada univerzalnog merača sile je 1 mm/min dok se utiskivač usmerava na kompozitni uzorak, do 1 mm od adhezivnog sloja i paralelno sa njim.

Iradijansa svetlosnog izvora je merena radiometrom (Bluemeter II (Ivoclar Vivadent)). Metalna folija sa prorezom dimenzija 8 x 8 mm je postavljena na senzor uređaja i merenje je izvršeno pri udaljenosti i položaju lampe koji su definisani odgovarajućom grupom.

Stepen konverzije adheziva je određivan primenom mikro-ramanske spektroskopije pomoću DXR Raman Microscope (Thermo Scientific, Waltham, MA, USA). Uzorci su pobuđivani diodnim laserom talasne dužine 532 nm, fokusiranim na zonu od 2 μ m. Za dobijanje adekvatnog spektra korišćeno je uvećanje od 100x. Dobijeni spektri su analizirani u OMNIC software-u (Thermo Scientific). Stepenn konverzije (DC) je izračunat prema formuli:

$$DC = (1 - R_{polim} / R_{nopolim}) \times 100$$

pri čemu je R odnos visine traka 1639 cm^{-1} i 1609 cm^{-1} u polimerizovanom i nepolimerizovanom materijalu koji se koristi kao referenca. Traka na 1639 cm^{-1} u Raman spektru odgovara vibracijama alifatičnih dvostrukih C=C veza, dok traka na 1609 cm^{-1} odgovara aromatičnim C=C dvostrukim vezama.

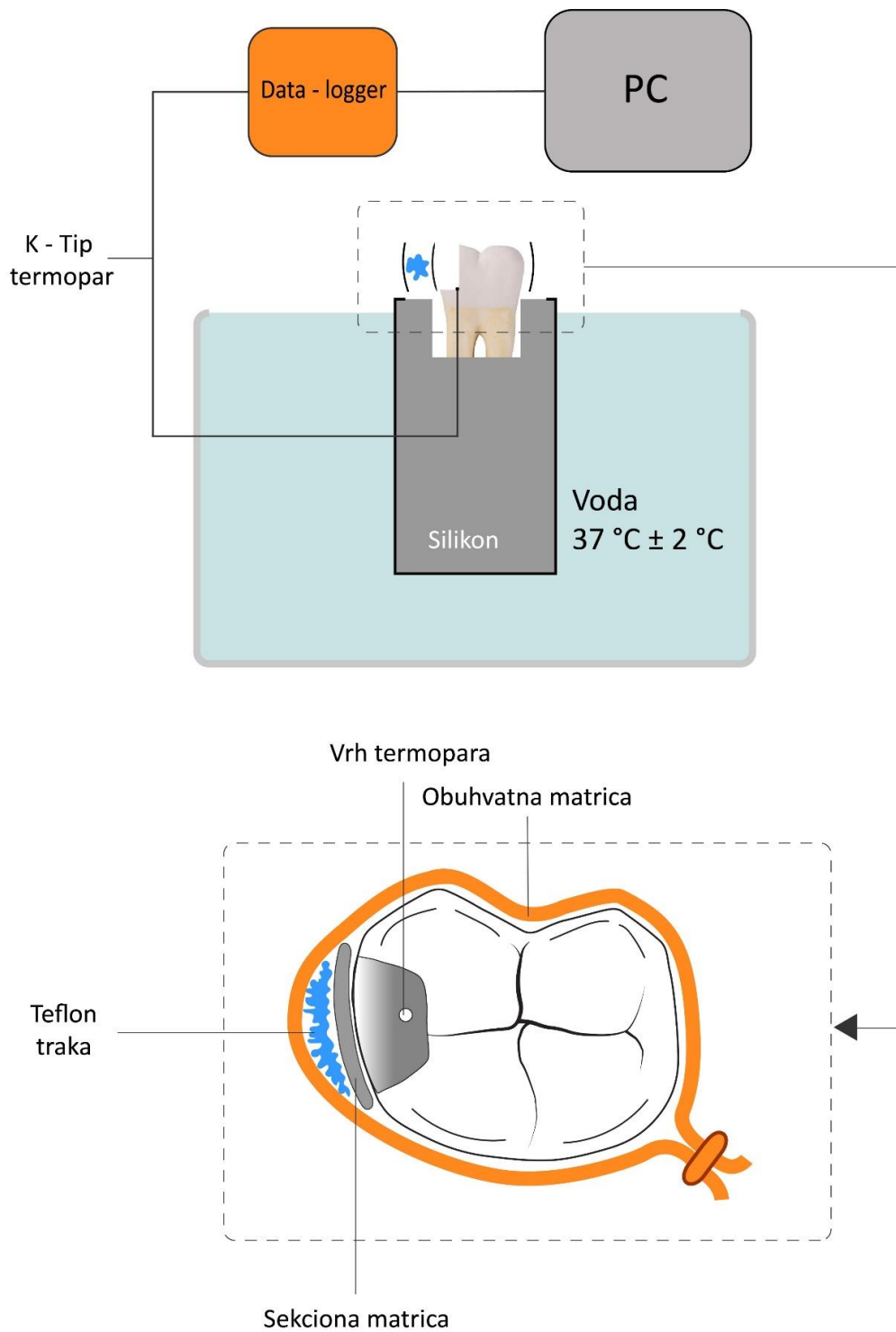
Tipovi fraktura su posmatrani i analizirani na stereomikroskopu (BOECO Zoom Stereo Microscope BSZ-405/T) pri uvećanju od 30x. Frakture su definisane kao 1) adhezivna - u adhezivnom sloju na spoju kompozita i zubnog tkiva, 2) kohezivna - u kompozitu ili zubnom tkivu bez zahvatanja adhezivnog sloja i 3) mešovita - delimično u adhezivnom sloju iz koga se frakturna linija propagira prema kompozitnom materijalu ili zubnom tkivu.

3.2. Ispitivanje kinetike promene temperature kompozitnog materijala

Pre samog eksperimenta, urađena je "pilot studija" gde je termopar plasiran kroz prethodno napravljenu perforaciju na kompuli kompozitnog materijala (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M)). Perforacija je po plasiranju termopara zalivena adicijom silikonom. Potom je kompula postavljena unutar grejača sa vodom koja je prethodno zagrejana na temperaturu od 68 ± 1 °C. Temperatura kompozita unutar kompule je praćena u narednih 10 min.

Na humanom molaru ekstrahovanom iz ortodontskih razloga, ispreparisan je kavitet II klase dimenzija (4 mm x 2,5 mm x 4mm). Napravljena je mikroperforacija na pulpnom zidu tako da vrh termopara (Corby Kilns Ltd) može da se provuče kroz komoru pulpe i postavi na spoj aksijalnog i gingivalnog zida kaviteta. Nedostajući aproksimalni zid je rekonstruisan sekcijom matricom (Palodent, Dentsply Sirona) na čiju spoljašnju stranu je aplikovana teflon traka uz dodatnu fiksaciju obuhvatnom matricom radi što boljeg prijanjanja sekcione matrice uz kavitet.

Za potrebe eksperimenta je napravljen silikonski držač za ceo sistem (termopar, zub i matrice), koji je uronjen do gledno-cemente granice zuba u vodeno kupatilo. Konstantna temperatura kaviteta (37 °C) je postignuta i održavana preko zagrejanog silikona koji je bio u kontaktu sa korenom zuba (Slika 3).



Slika 3. Izgled "sistema" za praćenje kinetike promene temperature kompozitnog materijala u kavitetu II klase

U kavitet je unošen i kondenzovan bulk-fill kompozit (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M)). U zavisnosti od temperature kompozita i instrumenta (nabijač) definisane su četiri grupe:

Grupa A: Instrument i kompozit na ambijentalnoj temperaturi (23 °C)

Grupa B: Instrument zagrejan T 68 °C, kompozit T 23 °C

Grupa C: Kompozit zagrejan T 68 °C, Instrument T 23 °C

Grupa D: Kompozit i instrument zagrejani na T 68 °C

Kompozit i nabijač su zagrevani u grejaču podešenom na T 68 °C u trajanju od 10 min. Temperatura je praćena brzinom od 1 scan/s pomoću računara i data loggera (Measurement Computing). Analizirane su temperature materijala inicijalno, 15 s, 30 s, i 60 s nakon njegovog unošenja u kavitet.

3.3. Stepen konverzije tečnog kompozita u uslovima odstupanja od kliničkog protokola aplikacije kompozita

Pre osnovnog eksperimenta urađen je "pilot eksperiment" gde je iradijansa svetlosnih izvora, u zavisnosti od materijala koji se polimerizuje, merena radiometrom (Bluemeter II (Ivoclar Vivadent)). Detalji ovog "pilot eksperimenta" prikazani su u tabeli 3. Na površinu senzora postavljena je celuloidna tračica a potom i različite vrste kompozitnih materijala u slojevima odgovarajuće debljine. Polimerizacija uzoraka debljine koja je definisana u zavisnosti od vrste kompozita (2 mm za konvencionalni odnosno 4 mm za bulk-fill materijal) površine 0,64 cm², vršena je Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) ili Elipar DeepCure-L (3M) lampom prilikom čega je praćena iradijansa koju radiometar detektuje u trajanju od 40 s. Polimerizacija je vršena kroz mikroskopsko staklo debljine 1 mm kako bi se obezbedila konstantna udaljenost svetlosnog izvora od materijala. Kada je polimerizovan tečni kompozitni materijal udaljenost lampe od materijala je standardizovana distancerima od 2 mm, odnosno 4 mm. U sklopu ovog "pilot eksperimenta" izmerene su i iradijanse odnosno emitanse oba svetlosna izvora, prislanjanjem vrhova lampi direktno na površinu senzora.

Tabela 3. Podela uzoraka po grupama u zavisnosti od vrste, debljine, nijanse kompozitnog materijala kao i vrste i udaljenosti svetlosnog izvora kojim je vršena polimerizacija

Grupa	Materijal	Nijansa	Debljina materijala	Udaljenost lampe od materijala	Lampa
I-E	Herculite XRV Kerr	A4 Dentin	2 mm	1 mm	Elipar DeepCure-L, 3M
II-E		B1 Gled			
III-E	Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, 3M	A3	4 mm		
IV-E	Filtek Ultimate Flowable Restorative, 3M	A3	0,5 mm	2 mm	
V-E				4 mm	
I-B	Herculite XRV Kerr	A4 Dentin	2 mm	1 mm	Bluephase G2, Ivoclar Vivadent
II-B		B1 Gled			
III-B	Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, 3M	A3	4 mm		
IV-B	Filtek Ultimate Flowable Restorative, 3M	A3	0,5 mm	2 mm	
V-B				4 mm	

Za osnovni eksperiment ovog dela disertacije, kompozitni uzorci su pravljani pomoću silikonskih kalupa dimenzija (2,5 mm i 4,5 mm) koristeći tečni i pastozni kompozitni materijal. Uzorci su podeljeni u grupe u zavisnosti od vrste kompozitnog materijala (konvencionalni, bulk-fill), debljine kompozitnog materijala, temperature kompozita, u zavisnosti od vrste svetlosnog izvora kao i trajanja polimerizacije. Detaljan prikaz grupa je predstavljen u tabeli 4.

Priprema eksperimentalnih uzoraka za prvih pet grupa se sastojala od postavljanja silikonskog kalupa na mikroskopsko staklo, aplikovanja pastoznog kompozitnog materijala do određenog nivoa u kalup, nanošenja tečnog kompozitnog materijala preko pastoznog, postavljanja celuloidne tračice preko tečnog kompozita i polimerizacije sa donje strane kroz debljinu mikroskopskog stakla (Slika 4A). Debljina tečnog kompozita u svakoj grupi je bila 0,5 mm dok je pastozni postavljan u debljini od 2 mm ako je korišćen konvencionalni kompozit, odnosno 4 mm ako je korišćen bulk-fill kompozitni materijal. Za polimerizaciju su korišćena dva svetlosna izvora: Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) i Elipar DeepCure-L (3M).

Pastozni kompozit je u grupi "zagrejan kompozit" zagrevan do temperature od 68 °C nakon čega je unošen u kalup i preko njega je postavljen tečni kompozitni materijal. Polimerizacija je vršena na isti način kao i kod prethodnih grupa. Čitav eksperiment sa grupom u kojoj je pastozni kompozit zagrevan, vršen je u specijalno dizajniranoj komori na temperaturi od 36 ± 1 °C.

Svaka eksperimentalna grupa je imala i svoju kontrolnu grupu. Kontrolni uzorci za svaku grupu su pravljani od tečnog kompozita polimerizovanog kroz mikroskopsko staklo svetlosnim izvorom i u trajanju prethodno definisanim za svaku eksperimentalnu grupu (Slika 4B).

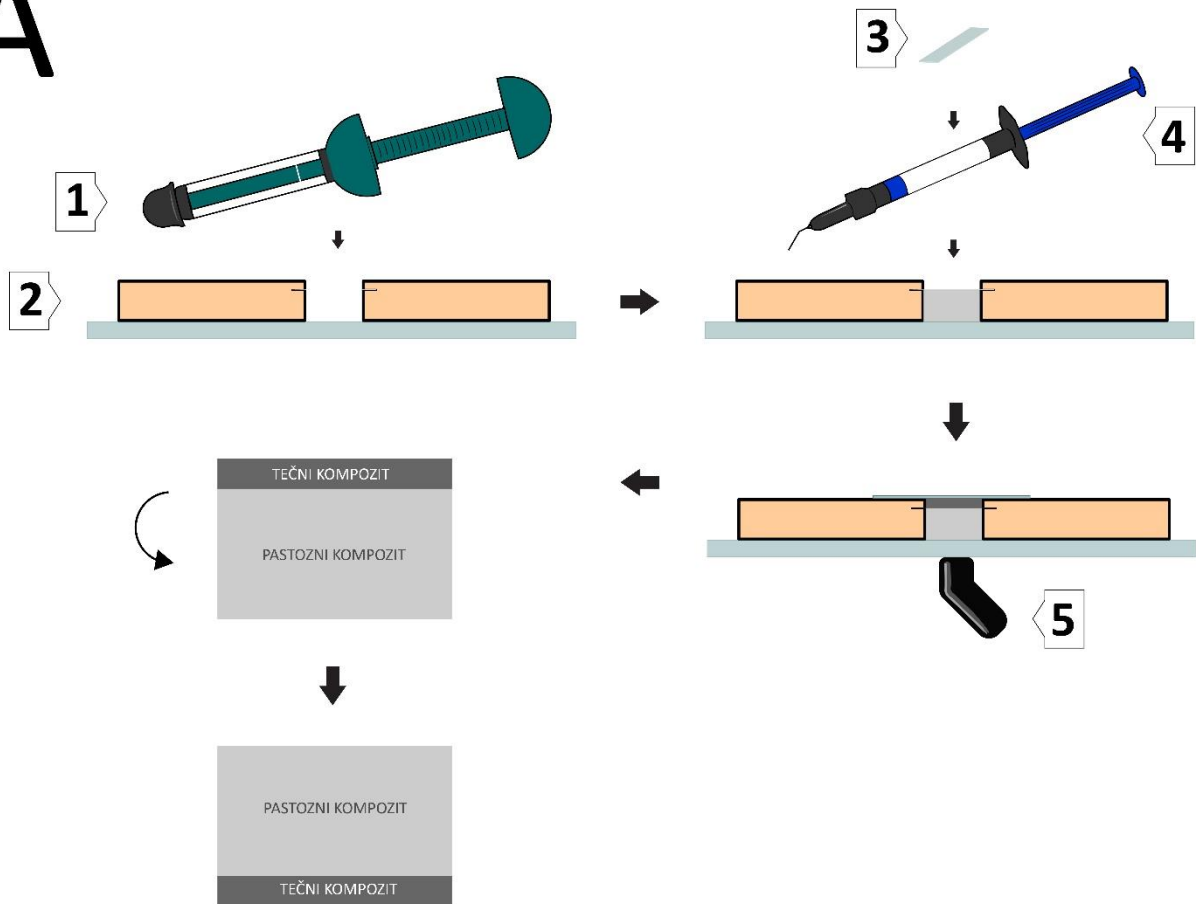
U grupama sa oznakom "KK" (klinička kontrola), svaki od slojeva kompozitnog materijala je polimerizovan zasebno. Na mikroskopsko staklo je postavljen kalup debljine 4,5 mm. U kalup je prvo aplikovan tečni kompozitni materijal. Polimerizacija je izvršena kroz otvor na silikonskom kalupu. Nakon toga je aplikovan bulk-fill kompozit, postavljeno je mikroskopsko staklo i ponovo je izvršena polimerizacija tako da se vrh lampe nalazio uz samu površinu mikroskopskog stakla (Slika 4C).

Stepen konverzije je određivan pomoću mikro-ramanske spektroskopije snimanjem spektara u tri nasumično odabrane tačke. Stepenn konverzije je izračunat prema ranije navedenoj formuli.

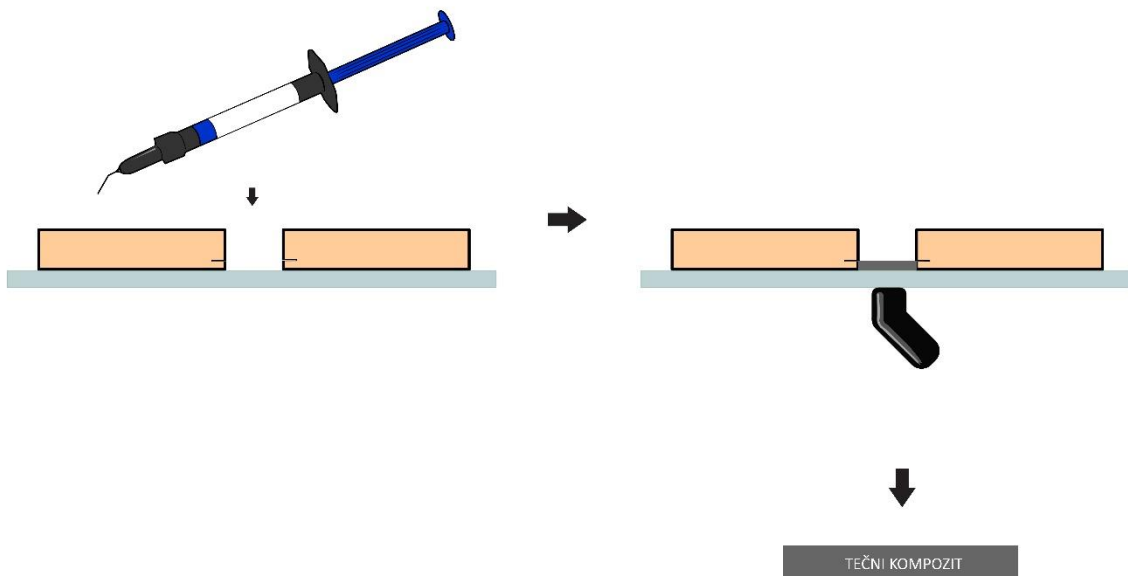
Tabela 4. Podela uzoraka po grupama u zavisnosti od vrste, debljine, temperature pastoznog kompozita i u zavisnosti od vrste svetlosnog izvora i trajanja polimerizacije

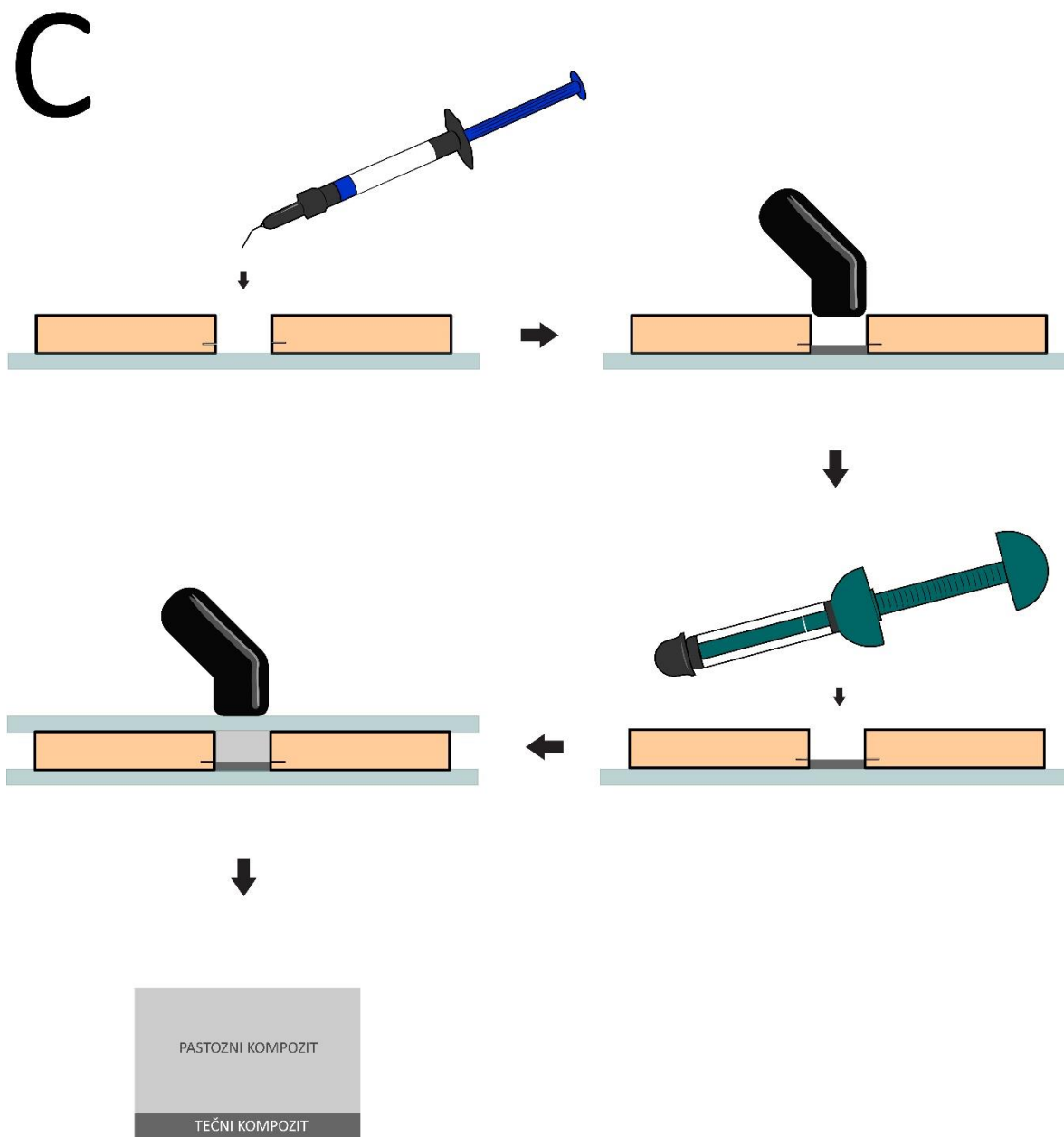
Grupa	Tečni kompozit	Pastozni kompozit	Vreme polimerizacije	Zagrevanje	Polimerizacija slojeva	Lampa
Exp Bluephase 10s	Filtek Ultimate Flowable Restorative, 3M A3	Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, 3M A3	10 s	Ne	Istovremena polimerizacija sloja tečnog i sloja pastoznog kompozita	Bluephase G2 Ivoclar Vivadent
Exp Bluephase 20s			20 s	Ne		
Exp Bluephase 40s			40 s	Ne		
A 4 dentin		Herculite XRV Kerr A4 Dentin	40 s	Ne	Istovremena polimerizacija sloja tečnog i sloja pastoznog kompozita	Bluephase G2 Ivoclar Vivadent
B 1 gleđ		Herculite XRV Kerr B1 Gleđ				
Exp Elipar 20s		Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, 3M A3	20 s	Ne		Elipar DeepCure-L, 3M
Zagrejan kompozit			40 s	Da (pastozni)		
KK Elipar 20s			2 x 20 s	Ne		Zasebna polimerizacija sloja tečnog i sloja pastoznog kompozita
KK Bluephase 40s		2 x 40 s	Bluephase G2 Ivoclar Vivadent			

A



B





Slika 4. Protokol pripreme uzoraka za ispitivanje stepena konverzije; **1**-bulk-fill kompozit; **2**-silikonski kalup na mikroskopskom staklu; **3**-celuloidna tračica; **4**-tečni kompozit; **5**-vrh lampe za polimerizaciju. **(A)** Istovremena polimerizacija sloja tečnog i sloja pastoznog kompozita; **(B)** priprema kontrolnih uzoraka; **(C)** Zasebna polimerizacija sloja tečnog i sloja pastoznog kompozita

3.4. Ispitivanje jačine veze univerzalnog adheziva sa dentinom u zavisnosti od kliničkog protokola postavljanja kompozitnog materijala

Materijali korišćeni u eksperimentu su prikazani u tabeli 5.

Tabela 5. Materijali korišćeni u eksperimentu

Vrsta materijala	Naziv materijala
Adheziv	Single Bond Universal (3M)
Tečni kompozit	Filtek Ultimate Flowable Restorative (nijansa A3) (3M)
Bulk-fill kompozit	Filtek One Bulk Fill Restorative (nijansa A3) (3M)

Za svetlosnu polimerizaciju je korišćen monotalasni svetlosni izvor Elipar DeepCure-L (3M).

U eksperimentu je korišćeno 80 intaktnih humanih molara ekstrahovanih iz ortodontskih razloga. Zubi su nakon ekstrakcije, do početka eksperimenta, čuvani u 0,2% rastvoru timola na temperaturi od +4 °C.

Zubi su uloženi u gips do gleđno-cementne granice. Nakon toga su isečeni dijamantskom testerom (Isomet 4000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA) iznad ekvatora, prilikom čega je otkrivena dentinska površina. Pod uveličavajućim staklom je izvršena inspekcija date površine i zaostala polja gleđi su na svim zubima uklonjena šmirglom (Smirdex P 240).

Kalupi debljine 0,5 mm i 4 mm su postavljeni na dentinsku površinu i adheziv Single Bond Universal (3M) (SBU) je aplikovan u trajanju od 20 s i raspršen pusterom prema uputstvu proizvođača. Polimerizacija je izvršena u trajanju od 10 s kroz oba kalupa.

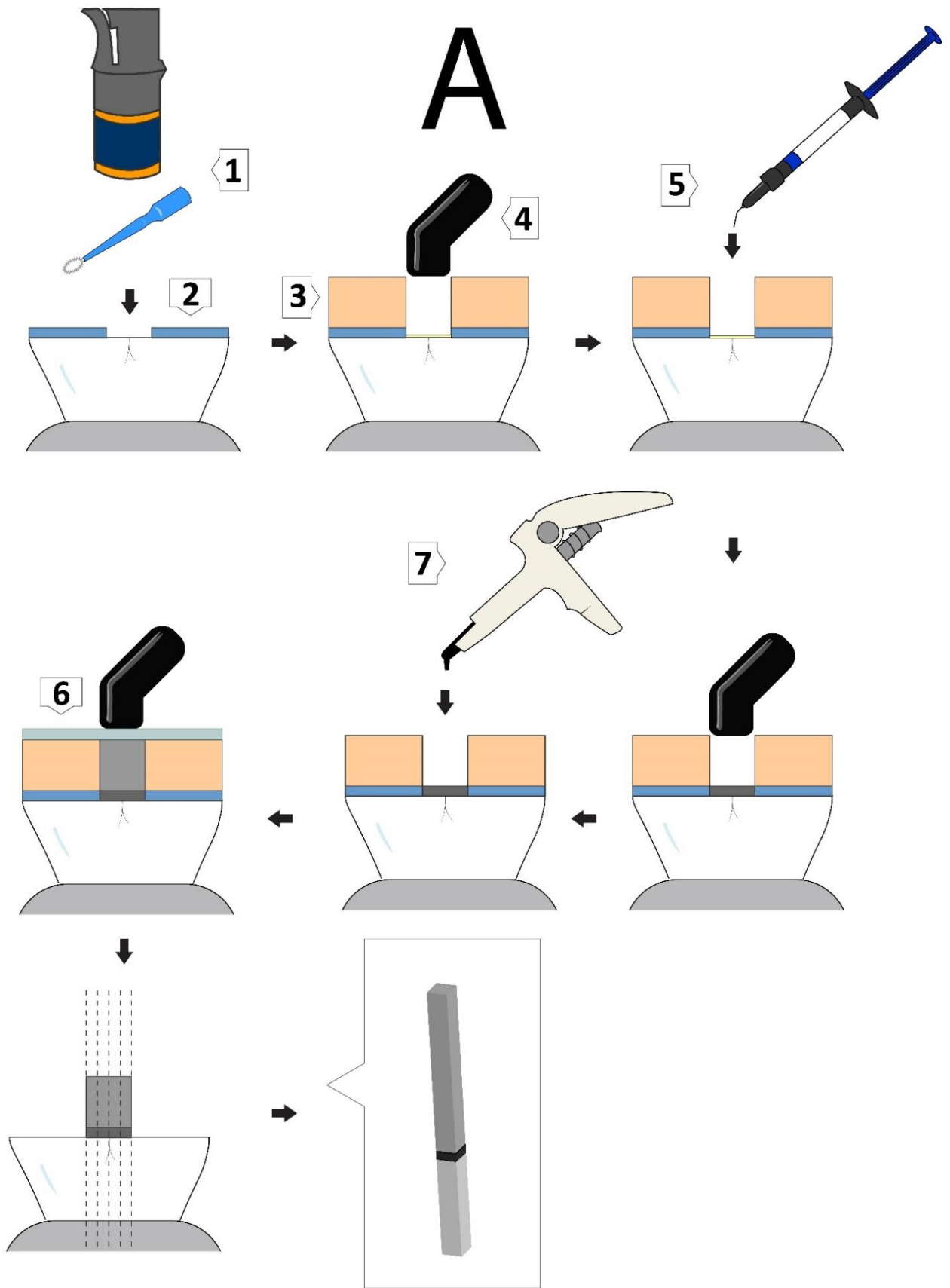
U zavisnosti od temperature kompozitnog materijala i redosleda polimerizacije kompozitnih slojeva, uzorci su podeljeni u četiri grupe (N=20/grupa) (Tabela 6).

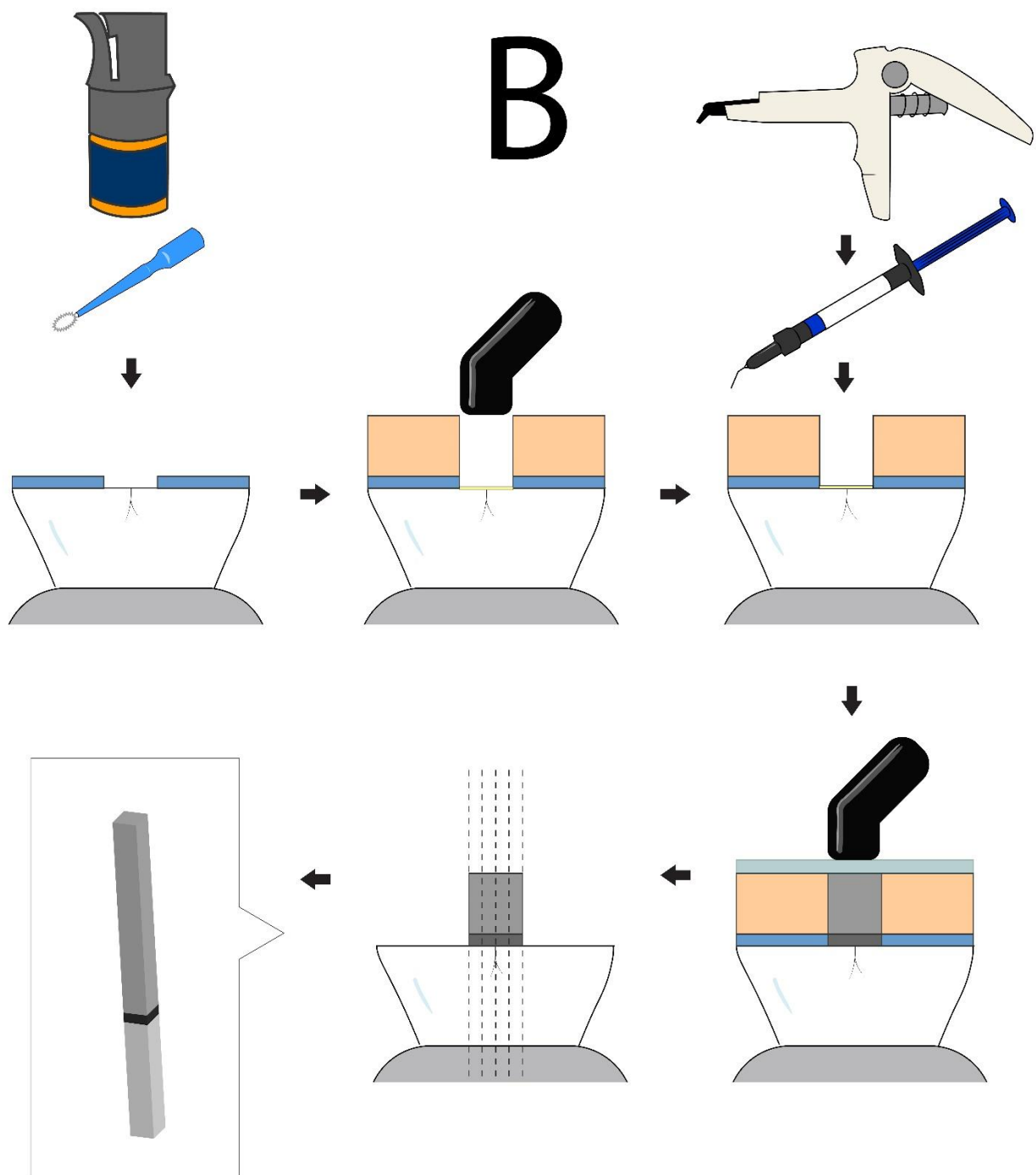
Tabela 6. Grupe uzoraka

Grupa	T Pastoznog kompozita	Redosled polimerizacije
I	Nezagrejan (21 ± 1 °C) (kontrola)	Slojevi zasebno prosvetljeni
II	Nezagrejan (21 ± 1 °C)	Slojevi istovremeno prosvetljeni
III	Zagrejan (68 °C)	Slojevi zasebno prosvetljeni
IV	Zagrejan (68 °C)	Slojevi istovremeno prosvetljeni

U grupama gde je svaki sloj zasebno polimerizovan, prvo je aplikovan tečni kompozitni materijal u kalup debljine 0,5 mm. Potom je preko njega postavljen kalup debljine 4 mm i izvršena je polimerizacija tečnog kompozita u trajanju od 20 s. U kalup (4 mm) je zatim aplikovan bulk-fill kompozitni materijal i polimerizovan kroz mikroskopsko staklo takođe u trajanju od 20 s (Slika 5A). U grupama gde su slojevi istovremeno polimerizovani, redosled postavljanja kompozita u kalupe je bio identičan, ali je polimerizacija i tečnog i bulk-fill kompozita izvršena istovremeno kroz mikroskopsko staklo u trajanju od 20 s (Slika 5B). U grupama sa zagrejanim kompozitom bulk-fill materijal je zagrevan do temperature od 68 ± 4 °C dok je postupak aplikovanja tečnog kompozita bio identičan kao u odgovarajućim grupama sa nezagrejanim kompozitom.

Polovina uzoraka svake grupe je čuvana u destilovanoj vodi 24 h, dok je druga polovina izložena artefijelnom "starenju" u destilovanoj vodi 6 meseci pre ispitivanja jačine veze mikroistezanjem na univerzalnom meraču sile (PCE-200, PCE Group, Southampton, UK). Neposredno pre ispitivanja jačine veze, uzorci su sečeni pomoću dijamantske testere, tako da se dobiju štapići dijametra (0,7 x 0,8 mm) (Slika 5). Svaki od štapića je fiksiran u posebne nastavke za istežanje. Jačina veze (MPa) je izračunata kao količnik maksimalno registrovane sile (N) i površine uzorka (mm²).





Slika 5. Protokol pripreme uzoraka za ispitivanje jačine veze; **1**-adheziv nanošen aplikatorom; **2**-kalup za tečni kompozit; **3**-kalup za bulk-fill kompozit; **4**-lampa za polimerizaciju; **5**-tečni kompozit; **6**-mikroskopsko staklo; **7**-bulk-fill kompozit; **(A)** Zasebna polimerizacija sloja tečnog i sloja pastoznog kompozita; **(B)** Istovremena polimerizacija sloja tečnog i sloja pastoznog kompozita

U ovom delu disertacije urađen je još jedan "pilot eksperiment" gde je na senzor spektrofotometra (MSC 15-W; Gigahertz-Optik, Turkenfeld, Germany) postavljena providna folija i silikonski kalup dimenzija 5 x 5 x 4,5 mm. Korišćeni su bulk-fill i konvencionalni tečni kompozit kao u prethodnom eksperimentu. Merena je vrednost iradijance svetlosnog izvora Elipar DeepCure-L (3M) kroz sam kalup, ali i različite materijale unutar kalupa. U zavisnosti od vrste materijala, kao i redosleda polimerizacije definisane su grupe prikazane u tabeli 7. Između kalupa i vrha svetlosnog izvora za svaku grupu je postavljeno mikroskopsko staklo debljine 1 mm. Za svaku grupu izvršena su po tri merenja vrednosti iradijance.

Tabela 7. Grupe uzoraka

Grupa	Materijali kroz koje je vršena polimerizacija
1	Kalup bez materijala
2	Kalup + bulk- fill
3	Kalup + tečni kompozit
4	Kalup + tečni kompozit (polimerizovan) + bulk-fill
5	Kalup + tečni i bulk-fill

3.5. Statistička analiza

Statistička analiza je urađena u softverskom paketu Minitab 16 (Minitab Inc., State College, PA, USA). Rezultati su analizirani metodama deskriptivne statističke analize, uključujući i mere centralne tendencije i mere varijacije, kao i parametarskim testovima tipa t-testa i analize varijanse (ANOVA). Nivo značajnosti za sve analize je 0,05.

4. REZULTATI

4.1. Uticaj položaja svetlosnog izvora na jačinu veze i stepen konverzije univerzalnog adheziva

U tabeli 8. su predstavljeni rezultati svetlosne iradijancije u zavisnosti od položaja i udaljenosti svetlosnog izvora. Grupe "8mm_90°" i "8mm_60°" su pokazale 86%, odnosno 74%, iradijancije u odnosu na kontrolnu grupu (idealni klinički uslovi).

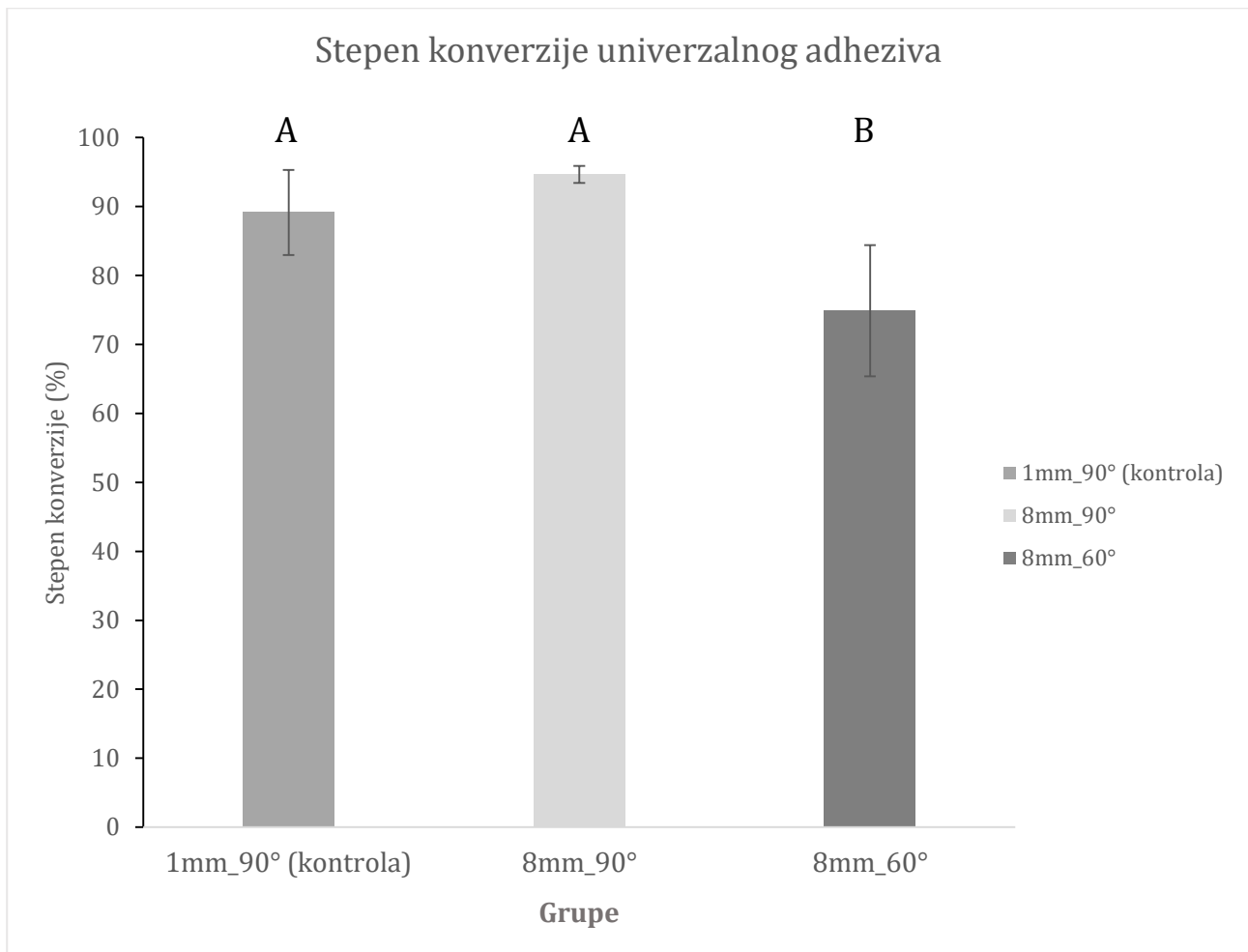
Između vrednosti stepena konverzije kontrolne grupe ($89,1 \pm 6,2\%$) i grupe "8mm_90°" ($94,6 \pm 1,2\%$) nije detektovana statistički značajna razlika ($p > 0,05$). Kod obe pomenute grupe registrovan je značajno viši stepen konverzije u odnosu na grupu "8mm_60°" ($74,9 \pm 9,5\%$) ($p < 0,05$) (Grafikon 1).

Grafikon 2. prikazuje jačinu veze adheziva sa dentinom u funkciji vremena i različitih uslova svetlosne polimerizacije. Inicijalno između grupa, nije uočena statistički značajna razlika jačine veze. Nakon 6 meseci grupa "8mm_60°" SE je pokazala značajno višu ($p < 0,05$) vrednost jačine veze u odnosu na kontrolnu TE grupu ($8,4 \pm 4,3$ MPa) i grupu "8mm_60°" TE ($9,2 \pm 2,6$ MPa). Bez obzira koji je protokol nagrizanja (TE ili SE) primenjen, inicijalna jačina veze je bila viša nego što je to bio slučaj nakon starenja. Razlika u inicijalnoj jačini veze i jačini veze nakon 6 meseci je u svim grupama bila veća kada je korišćen protokol totalnog nagrizanja, pritom je uočena značajna razlika kod kontrolne grupe, kao i kod grupe "8mm_60°" ($p < 0,05$).

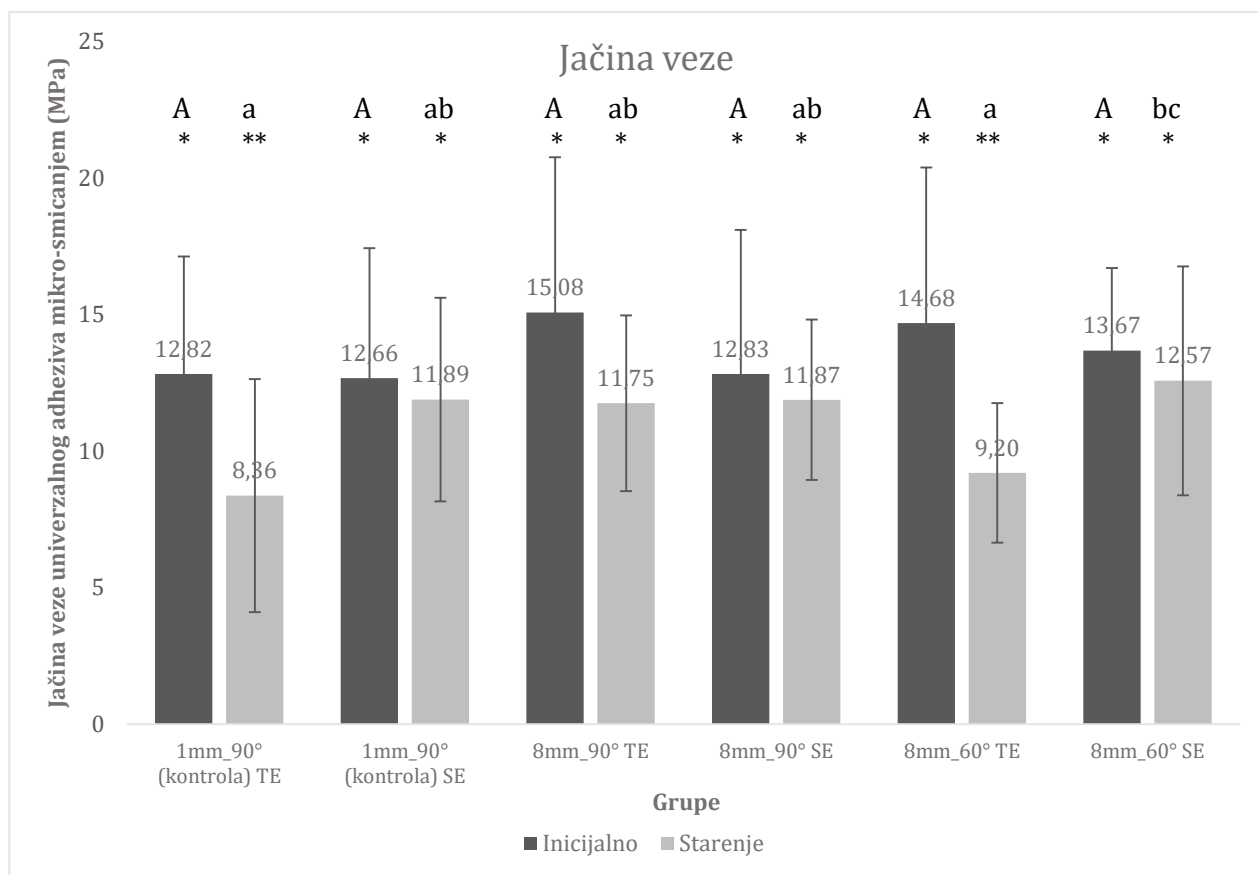
Procenat učestalosti fraktura je prikazan u grafikonu 3. Kod svih grupa registrovan je najveći procenat adhezivnih fraktura. Kod grupa koje su bile izložene starenju, procenat adhezivnih fraktura se povećao, dok se procenat mešoviti smanjio u odnosu na uzorke kod kojih je jačina veze ispitivana inicijalno. Porast broja adhezivnih fraktura je bio izraženiji kada je korišćen TE protokol u odnosu na SE protokol nagrizanja.

Tabela 8. Srednja vrednost i standardna devijacija svetlosne iradijancije u svakoj od grupa

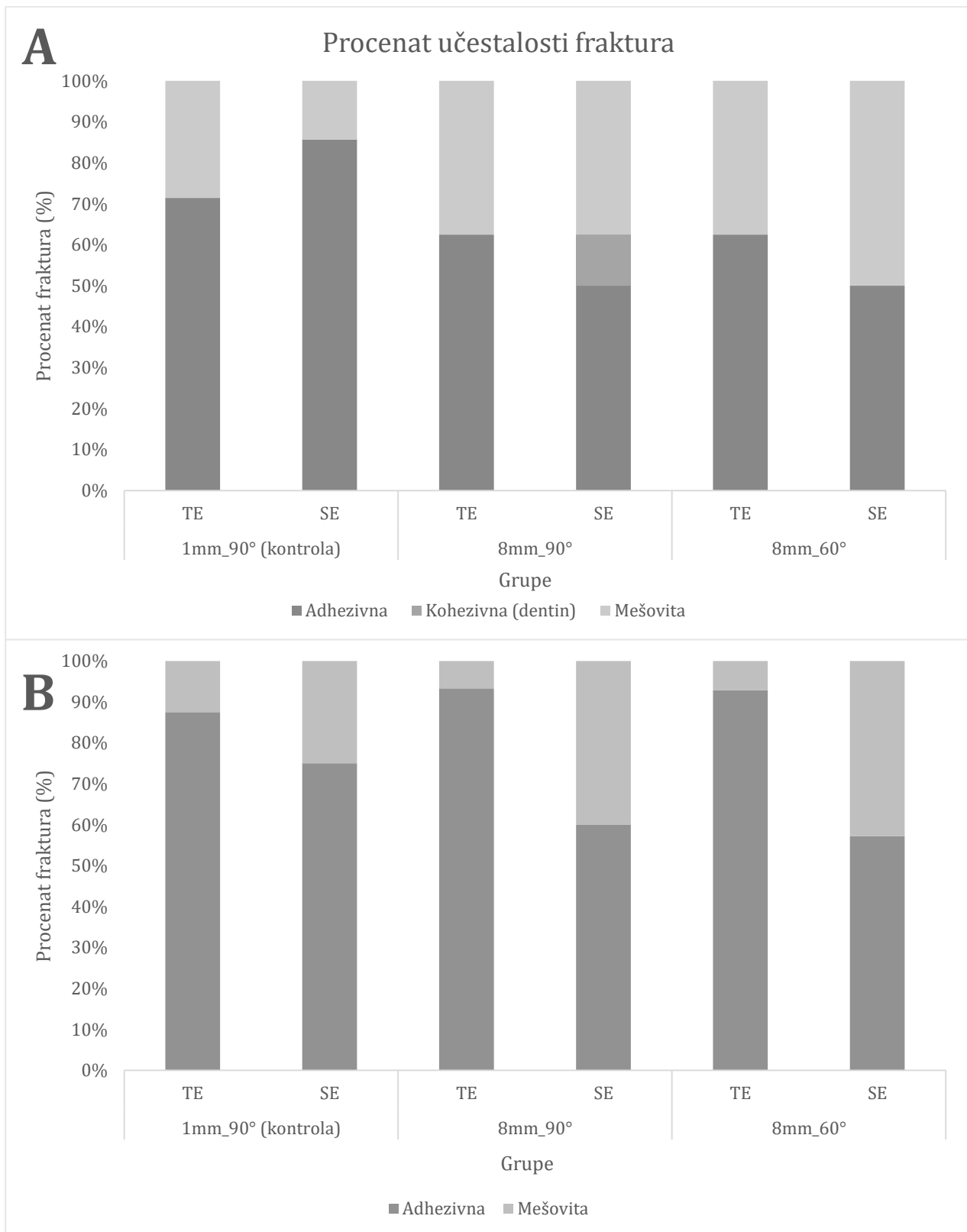
Grupa	1mm_90°	8mm_90°	8mm_60°
Iradijansa (mW/cm ²)	1195 ± 7	1017 ± 19	884 ± 11



Grafikon 1. Srednja vrednost i standardna devijacija stepena konverzije univerzalnog adheziva; Velika slova-međugrupno poređenje; Ista slova-nema statistički značajne razlike ($p>0,05$)



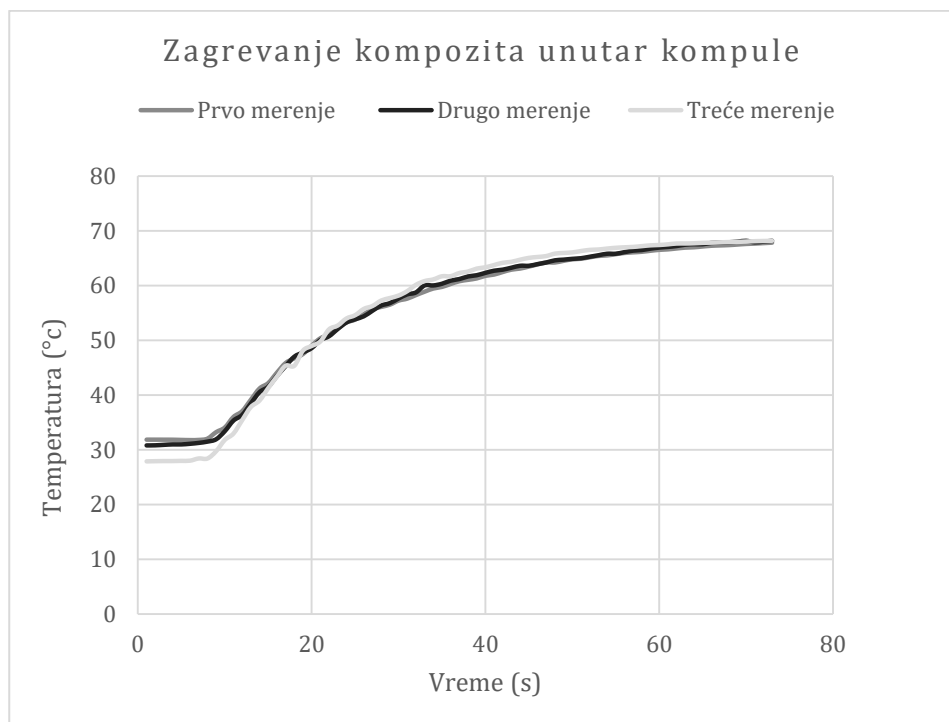
Grafikon 2. Srednja vrednost i standardna devijacija jačine veze univerzalnog adheziva sa dentinom; Velika slova-inicijalno-međugrupno poređenje; Mala slova-6 meseci-međugrupno poređenje; Asterisk-inicijalno vs. 6 meseci-poređenje unutar grupa ($p < 0,05$); Ista velika ili mala slova-nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$). Isti broj asteriska-nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$)



Grafikon 3. Raspodela tipa fraktura po grupama; **(A)**-inicijalno; **(B)**-nakon 6 meseci

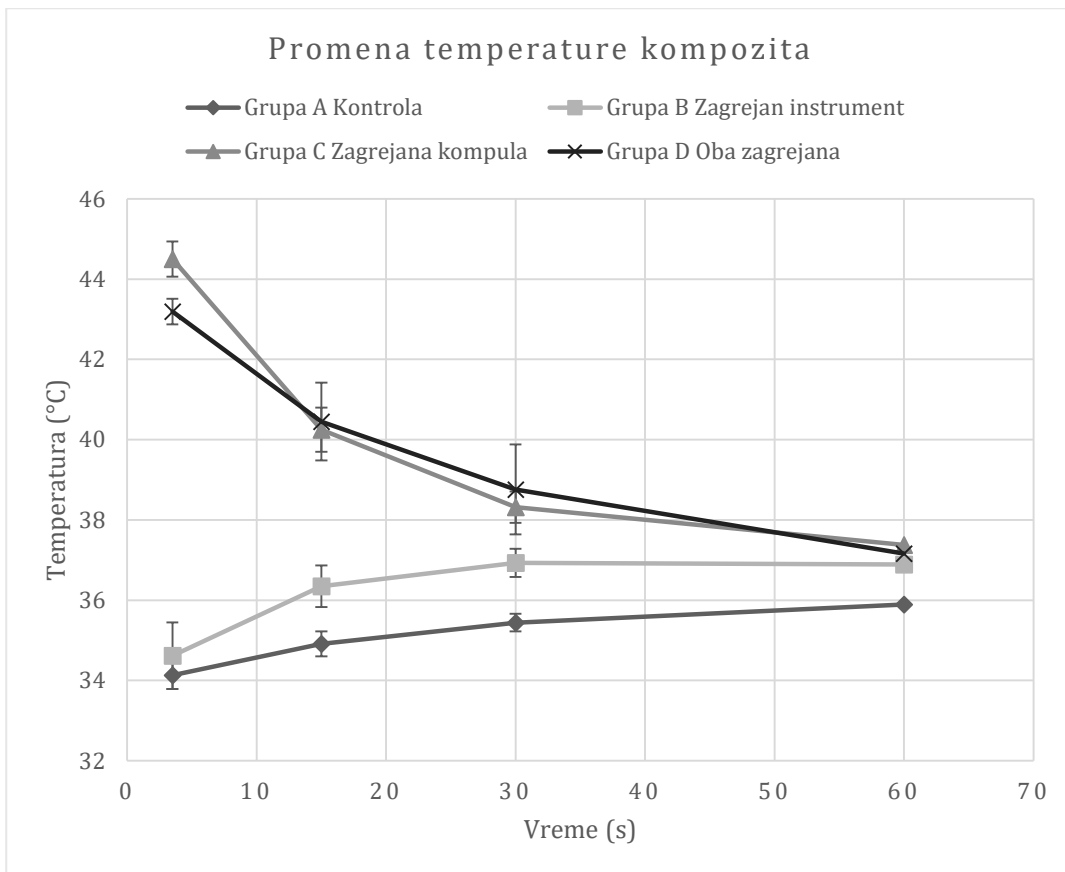
4.2. Kinetika promene temperature materijala

Temperatura kompozita unutar kompule pri zagrevanju u grejaču na temperaturi od $68 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ je praćena 10 min, a rezultati ove "pilot studije" su prikazani u grafikonu 4.



Grafikon 4. Temperatura kompozita unutar kompule praćena u funkciji vremena; Temperatura je nakon 70 s bila konstantna i iznosila je $68 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$, usled čega nije u celosti prikazan vremenski interval od 10 min.

Kada je kompozit zagrevan, najviše temperature su registrovane za 3-4 s od unošenja materijala u kavitet, i to temperatura od $44,5 \pm 0,2 \text{ }^\circ\text{C}$ u grupi gde je samo materijal zagrevan (grupa C), odnosno $43,19 \pm 0,11 \text{ }^\circ\text{C}$, kada su i materijal i instrument zagrevani (grupa D) (Grafikon 5). Među pomenutim grupama nije uočena statistički značajna razlika ($p > 0,05$). U grupi C, 15 s odnosno 30 s od aplikacije materijala detektovane su temperature od $40,3 \pm 0,4 \text{ }^\circ\text{C}$, odnosno $38,3 \pm 0,5 \text{ }^\circ\text{C}$ koje nisu bile značajno više ($p > 0,05$) u odnosu na temperature u grupi D koje su merene u istim jedinicama vremena ($40,5 \pm 0,3 \text{ }^\circ\text{C}$ odnosno $38,8 \pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$), pri čemu unutar pomenutih grupa nije bilo razlike između vremenskih intervala (15 s vs. 30 s, $p > 0,05$). U grupama A (kontrola) i B (zagrejan instrument), nakon 15 s i 30 s detektovane su temperature od ($34,9 \pm 0,3 \text{ }^\circ\text{C}$; $35,4 \pm 0,3 \text{ }^\circ\text{C}$), odnosno ($36,4 \pm 0,8 \text{ }^\circ\text{C}$; $37 \pm 0,48 \text{ }^\circ\text{C}$). Temperature u grupi B su bile značajno više ($p < 0,05$) nego u grupi A. Registrovane vrednosti temperature u grupama A i B su bile značajno niže ($p < 0,05$) nego u grupama C i D. Vreme potrebno za vađenje kompule iz grejača i unošenja materijala u kavitet je iznosilo $7 \pm 1 \text{ s}$.



Grafikon 5. Promena temperature kompozita unutar kaviteta u funkciji vremena

4.3. Stepen konverzije tečnog kompozita u uslovima odstupanja od kliničkog protokola aplikacije kompozita

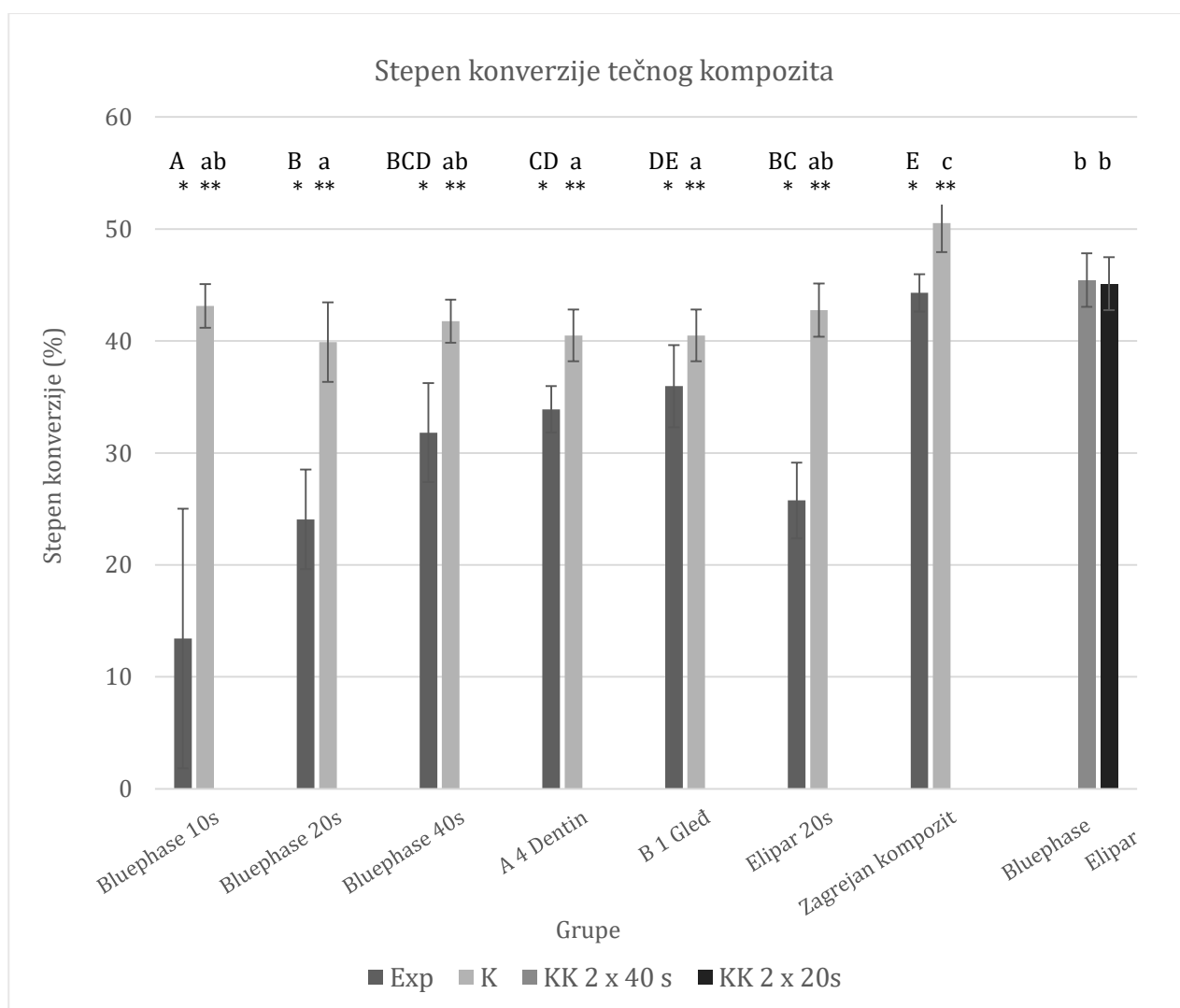
Rezultati srednje vrednosti i standardne devijacije svetlosne iradijance u zavisnosti od vrste, debljine, nijanse kompozitnog materijala kao i vrste i udaljenosti svetlosnog izvora kojim je vršena polimerizacija su prikazani u tabeli 9. Dobijena vrednost iradijance za Elipar DeepCure-L (3M) je iznosila 1280 mW/cm² dok je za Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) vrednost bila 1230 mW/cm².

Tabela 9. Minimalna i maksimalna vrednost svetlosne iradijance (mW/cm²) u odgovarajućem vremenskom intervalu, u zavisnosti od vrste i udaljenosti svetlosnog izvora, vrste i debljine materijala kroz koji se vrši polimerizacija

Materijal	Elipar		Bluephase	
	Vreme prosvetljavanja		Vreme prosvetljavanja	
	20 s	40 s	20 s	40 s
Herculite XRV, Kerr A4 Dentin	/-MIN	MIN-MIN	/	/
Herculite XRV, Kerr B1 Gled	MIN-380	350-390	MIN-300	300-350
Filtek Bulk Fill Posterior Restorative, 3M A3	MIN-350	350-360	MIN-MIN	MIN-MIN
Filtek Ultimate Flowable, 3M A3 Udaljenost lampe od materijala 2 mm	650-670	640-660	590-610	580-580
Filtek Ultimate Flowable, 3M A3 Udaljenost lampe od materijala 4 mm	680-720	670-720	640-650	630-650
Minimalna vrednost podrazumeva vrednosti iradijance <300 mW/cm ² , simbol / označava nedetektibilne vrednosti iradijance datim uređajem				

Prilikom ispitivanja stepena konverzije tečnog kompozita, pokazano je da su sve kontrolne grupe imale statistički značajno više vrednosti stepena konverzije u odnosu na eksperimentalne (Grafikon 6). U eksperimentalnim grupama prilikom prosvetljavanja Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) lampom, nije uočena statistička značajnost ($p > 0,05$) između grupa "Exp Bluephase 20s" ($24,1 \pm 4,5\%$) i "Exp Bluephase 40s" ($31,8 \pm 4,4\%$), dok je u pomenutim grupama stepen konverzije bio značajno viši ($p < 0,05$) u odnosu na grupu "Exp Bluephase 10s" ($13,4 \pm 11,6\%$). Primena različitih nijansi pastoznog konvencionalnog

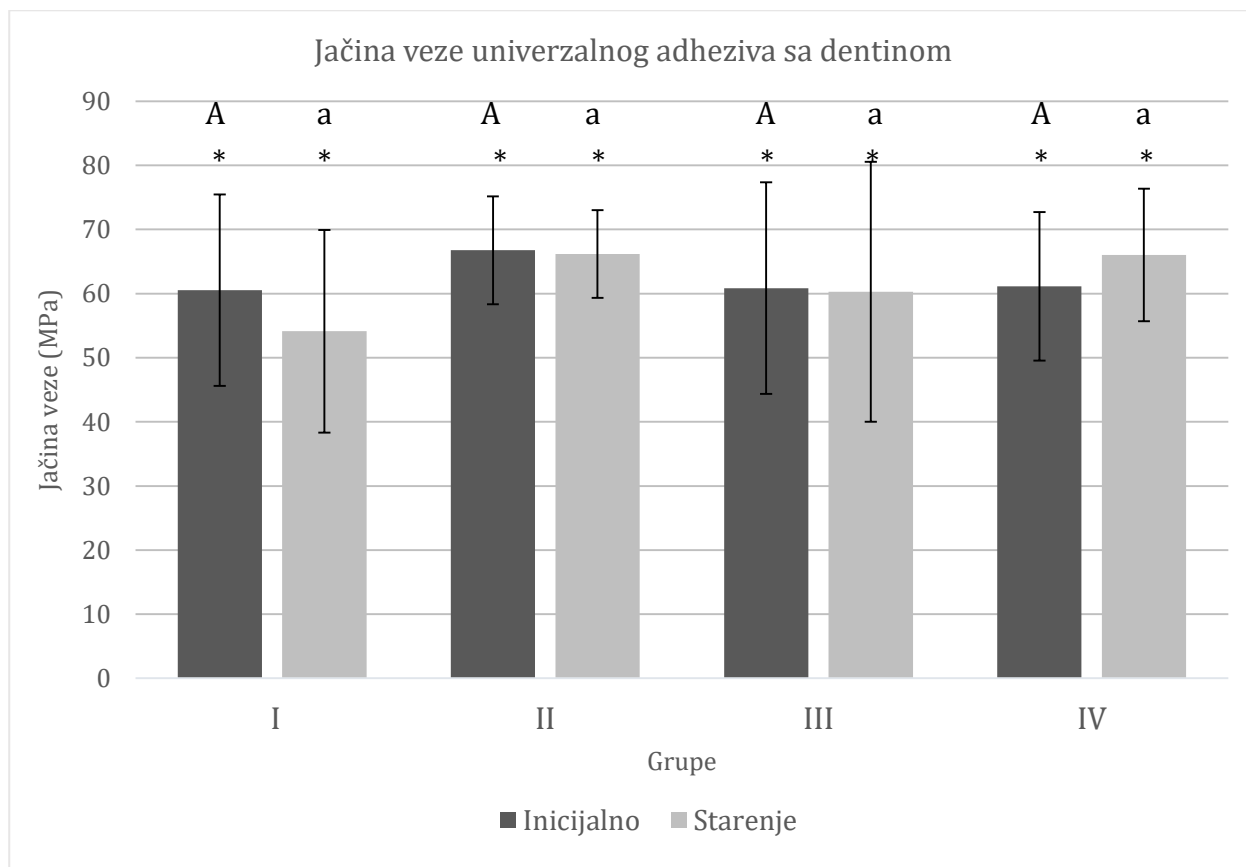
kompozita nije uticala na statistički značajnu razliku u stepenu konverzije tečnog kompozita. Između grupa "Exp Elipar 20s" ($25,8 \pm 3,4\%$) i "Exp Bluephase 40s" nije uočena statistički značajna razlika u stepenu konverzije ($p > 0,05$). Tečni kompozit u eksperimentalnoj i u kontrolnoj grupi sa zagrejanim kompozitom ($44,3 \pm 1,7\%$) i ($50,5 \pm 2,6\%$) pokazao je najviše vrednosti stepena konverzije, koje su bile i značajno više ($p < 0,05$) u odnosu na većinu preostalih grupa. Kada je svaki od slojeva materijala zasebno prosvetljivavan, nije bilo statističke značajnosti bez obzira da li je korišćena Elipar ($45,1 \pm 2,4\%$) ili Bluephase lampa ($45,5 \pm 2,4\%$). Jednofaktorska ANOVA sa Šidakovim post-hoc testom, kojom su poređene samo grupe "KK Bluephase 40s" i "Exp Bluephase 40s", odnosno "KK Elipar 20s" i "Exp Elipar 20s", pokazala je statistički značajno više vrednosti stepena konverzije obe kontrolne kliničke grupe u odnosu na respektivne eksperimentalne grupe ($p < 0,05$).



Grafikon 6. Srednja vrednost i standardna devijacija stepena konverzije tečnog kompozita; Skraćenice: **Exp** – eksperimentalne grupe; **K** - kontrolne grupe, **KK** - kliničke kontrole (svaki sloj materijala zasebno polimerizovan); Velika slova - eksperimentalne grupe - međugrupno poređenje; Mala slova - kontrolne grupe - međugrupno poređenje; Asterisk - eksperimentalne vs. kontrolne grupe – poređenje unutar grupa ($p < 0,05$); Ista velika ili mala slova - nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$); Isti broj asteriska - nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$)

4.4. Ispitivanje jačine veze univerzalnog adheziva sa dentinom u zavisnosti od kliničkog protokola postavljanja kompozitnog materijala

Ako se posmatraju rezultati jačine veze univerzalnog adheziva sa dentinom mikroistezanjem, interakcija faktora "grupa" i "vreme" nije bila statistički značajna ($p=0,696$) (Grafikon 7). Nije bilo statistički značajne razlike između grupa I-IV ($p=0,250$), kao i između ispitivanih grupa u različitim vremenima ispitivanja (imedijatno vs. starenje) ($p=0,843$). U grupi I uočavaju se nešto niže vrednosti nakon 6 meseci ($54,13 \pm 15,8$ MPa) u odnosu na uzorke kod kojih je mikroistezanje vršeno nakon 24 h od njihovog pravljenja ($60,52 \pm 14,94$ MPa). Ova razlika je bila nešto manja u grupama II i III. Tako da su u grupi II i grupi III, nakon 6 meseci starenja, jačine veze univerzalnog adheziva i dentina iznosile ($66,18 \pm 6,85$ MPa), odnosno ($60,28 \pm 20,26$ MPa), dok je u pomenutim grupama registrovana inicijalna jačina veze od ($66,75 \pm 8,42$ MPa), odnosno ($60,84 \pm 16,51$ MPa). U grupi IV nakon 6 meseci starenja registrovana je vrednost od ($66,01 \pm 10,33$ MPa), dok je nakon 24 h jačina veze iznosila ($61,13 \pm 11,56$ MPa). Vreme aplikacije zagrejanog kompozita u kalup je iznosilo (40 ± 4 s).



Grafikon 7. Srednja vrednost i standardna devijacija jačine veze univerzalnog adheziva sa dentinom mikroistezanjem; **I** - Svaki sloj polimerizovan zasebno (nezagrejan); **II**- Oba sloja istovremeno polimerizovana (nezagrejan); **III**- Svaki sloj zasebno polimerizovan (zagrejan); **IV**- Oba sloja istovremeno polimerizovana (zagrejan); Inicijalno-istezanje nakon 24 h; Starenje-istezanje nakon 6 meseci; Velika slova - inicijalno - međugrupno poređenje; Mala slova- starenje - međugrupno poređenje; Asterisk - inicijalno vs. starenje -poređenje unutar grupa. Ista velika ili mala slova - nema statistički značajne razlike ($p>0,05$); Isti broj asteriska - nema statistički značajne razlike ($p>0,05$)

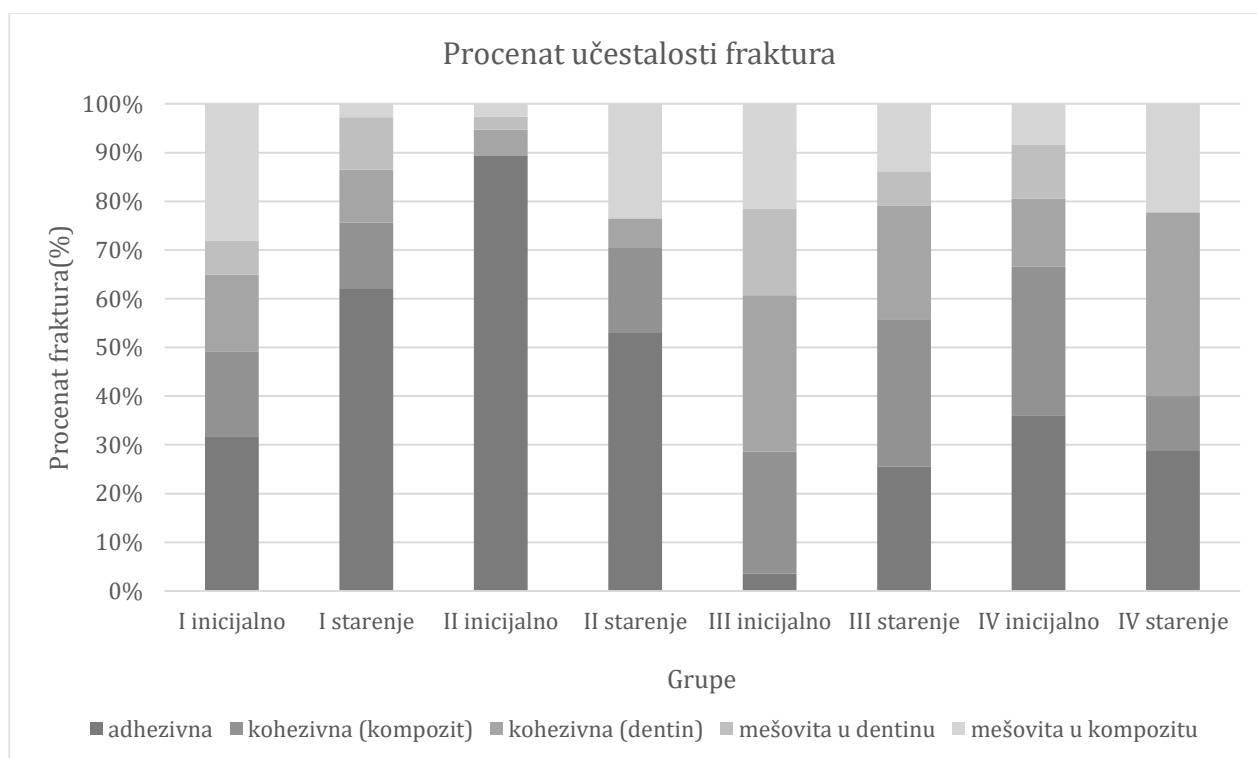
4.4.1. Tip fraktura

U grupi I nakon starenja kao i u grupi II, bez obzira na vreme proteklo do istežanja, najzastupljeniji je bio adhezivni tip fraktura, dok je u grupi III kada je mikroistežanje vršeno nakon 24 h ovaj tip fraktura bio najmanje zastupljen. Tipovi fraktura su predstavljeni u tabeli broj 10. i grafikonu broj 8.

Tabela 10. Procenat zastupljenosti fraktura po grupama

I inicijalno (A/K/M)	31,58% / 33,33% / 35,09 %
I starenje (A/K/M)	62,16% / 24,32% / 13,51%
II inicijalno (A/K/M)	89,47% / 5,26% / 5,26%
II starenje (A/K/M)	52,94% / 23,53% / 23,53%
III inicijalno (A/K/M)	3,57% / 57,14% / 39,29%
III starenje (A/K/M)	25,58% / 53,49% / 20,93%
IV inicijalno (A/K/M)	36,11% / 44,45% / 19,44%
IV starenje (A/K/M)	28,89% / 48,89% / 22,22%

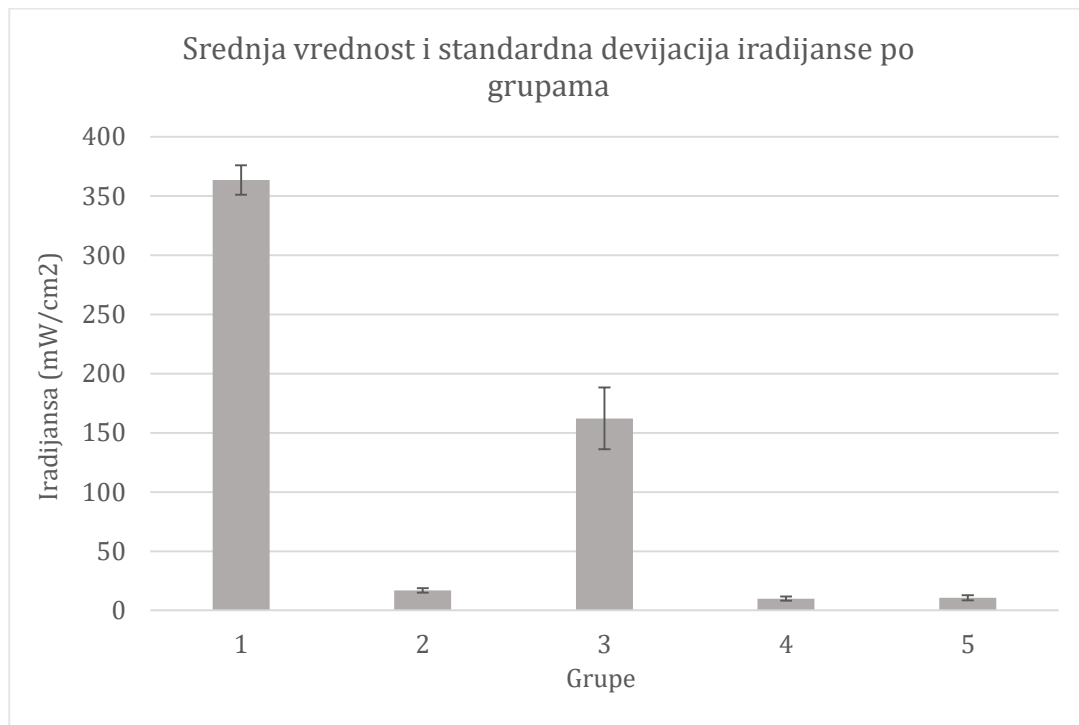
A-adhezivni tip frakture; K – kohezivni tip fraktura; M – mešoviti tip fraktura



Grafikon 8. Procenat učestalosti fraktura po grupama; **I** - Svaki sloj polimerizovan zasebno (nezagrejan); **II**- Oba sloja istovremeno polimerizovana (nezagrejan); **III**- Svaki sloj zasebno polimerizovan (zagrejan); **IV**- Oba sloja istovremeno polimerizovana (zagrejan); Inicijalno-istežanje nakon 24 h; Starenje-istežanje nakon 6 meseci

4.4.2. Iradijansa i izloženost zračenju kroz različite materijale

Grafikon 9. prikazuje srednje vrednosti i standardne devijacije iradijanse lampe, pri prosvetljavanju u različitim uslovima.



Grafikon 9. Srednja vrednost i standardna devijacija iradijanse po grupama ¹.

Izloženost zračenju donje površine uzoraka po grupama je bila sledeća: Grupa 1 – 7,3 J/cm²; Grupa 2 – 0,3 J/cm²; Grupa 3 – 3,2 J/cm²; Grupa 4 – 0,2 J/cm²; Grupa 5 – 0,2 J/cm².

¹ Grupe: 1 - providna folija + kalup + mikroskopsko staklo; 2 - providna folija + kalup + bulk fill + mikroskopsko staklo; 3 - providna folija + kalup + tečni kompozit + mikroskopsko staklo; 4 - providna folija + kalup + tečni kompozit (polimerizovan) + bulk fill + mikroskopsko staklo; 5 - providna folija + kalup + tečni i bulk-fill + mikroskopsko staklo

5. DISKUSIJA

5.1. Metodologija

Izbor načina aplikacije materijala i svetlosnih izvora u ovoj disertaciji imao je za cilj ispitivanje uticaja kliničkih odstupanja u tehnikama aplikacije materijala u odnosu na standard ili preporuke proizvođača, na fizička svojstva adheziva i kompozita i kvalitet veze sa dentinom. U kliničkoj praksi postoje situacije koje predstavljaju neminovnost, odnosno faktore na koje sam operator ne može da utiče, poput udaljenosti svetlosnog izvora od materijala koji se polimerizuje usled dubine kaviteta ili nemogućnost postizanja upravnog ugla svetlosne ekspozicije. Ekspanzijom korišćenja društvenih mreža, ne samo u kontekstu socijalizacije već i edukacije, analogno su se u kliničkoj praksi pojavile i "nove" tehnike aplikacije različitih materijala bez jasno utemeljene naučne potvrde. Neke od najzastupljenijih tehnika (istovremena polimerizacija više različitih tipova materijala u kavitetu, zagrevanje kompozita) korišćene su u ovoj studiji radi poređenja kvaliteta polimerizacije i jačine veze sa dentinom u odnosu na standardne tehnike.

Izbor materijala korišćenih u ovoj doktorskoj disertaciji imao je za cilj da utvrdi značaj njihove međusobne kompatibilnosti, odnosno razlika. Tako su korišćeni adheziv, tečni kompozitni materijal, bulk-fill kompoziti, konvencionalni kompozit i jedan svetlosni izvor istog proizvođača (3M). Pored materijala pomenutog proizvođača, korišćen je i mikrohibridni kompozitni materijal (Herculite XRV) različitih nijansi, B1 gleđ, odnosno A4 dentin, kao predstavnici "najsvetlije" i "najtamnije" nijanse pomenutog kompozita, i drugi svetlosni izvor Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent).

Izabran je Single Bond Universal (3M) adheziv kao jedan od zlatnih standarda u ispitivanju univerzalnih adheziva, koji su danas široko rasprostranjeni u kliničkoj praksi. Univerzalni adheziv je izabran još i iz razloga jednostavne aplikacije, te je mogućnost greške operatora svedena na minimum [164]. Na dentinu su korišćeni protokoli totalnog nagrivanja kao i samonagrivanja.

Od svetlosnih izvora primenjeni su, danas opšte prihvaćeni, LED izvori i to takozvane monotalasne (eng. monowave) i politalasne (eng. polywave) lampe. Iako su politalasne lampe dizajnirane za svetlosnu polimerizaciju materijala koji sadrže kamforhinon i alternativne, ili samo alternative fotoinicijatore, mogu se primeniti i na materijale koji sadrže samo fotoinicijatorski sistem na bazi kamforhinona [47].

Za ispitivanje stepena konverzije korišćena je mikro-ramanska spektroskopija, pre svega kao jedan od najpreciznijih načina detektovanja ovog svojstva i usled relativno jednostavne pripreme uzoraka kojom je mogućnost uticaja na finalne rezultate zanemarljiva [27,72].

Za ispitivanje jačine veze univerzalnog adheziva korišćene su dve metode: mikro-smicanje i mikro-istezanje. Pored postojećih nedostataka pomenutih metoda, one za sada predstavljaju jedine načine ispitivanja jačine veze adheziva.

5.2. Uticaj položaja svetlosnog izvora na stepen konverzije univerzalnog adheziva i jačinu veze sa dentinom

U ovoj doktorskoj disertaciji je pokazano da položaj i distanca svetlosnog izvora imaju značajan uticaj na stepen konverzije univerzalnog adheziva, zbog toga je prva nulta hipoteza odbačena. Rezultati ovog istraživanja su pokazali da postoji razlika u jačini veze univerzalnog adheziva za dentin u zavisnosti od protokola aplikacije adheziva kao i udaljenosti i položaja svetlosnog izvora, te je i druga nulta hipoteza odbačena.

Univerzalni adheziv korišćen u ovoj doktorskoj disertaciji (Single Bond Universal (3M)) sadrži 10 MDP, funkcionalni monomer koji sa zubnim tkivom formira posebno definisan sloj (eng. nanolayer) [165]. Smatra se da pored mikromehaničke veze, adhezivi u čijem sastavu se nalazi ovaj monomer formiraju i hemijsku vezu sa zubnim tkivom. Naime, 10 MDP formira stabilne Ca-10 MDP soli prilikom njegove interakcije sa hidroksi-apatitom iz zubnog tkiva [166].

U nedavno publikovanoj meta-analizi koja je analizirala *in vitro* studije, pokazano je da dvofazni samonagrizajući adhezivi koji u svom sastavu sadrže 10 MDP, ostvaruju stabilniju vezu adheziva i dentina u odnosu na adhezive koji sadrže drugi tip monomera [167].

U toku svakodnevne kliničke prakse nije uvek moguće postići idealne uslove za prosvetljavanje. Neki od faktora koji utiču na položaj svetlosnog izvora, a samim tim i "dopremanje" dovoljne količine svetlosne energije jesu: položaj zuba u zubnom nizu, dizajn kaviteta, dizajn samog svetlosnog izvora kao i nedovoljno posvećivanje pažnje procesu polimerizacije od strane terapeuta. Svi ovi faktori utiču na nehomogeno dopremanje svetla do samog materijala i fotoinicijatora u njemu [139]. Usled takvih uslova koji često u kliničkim uslovima odstupaju od idealne situacije, izabrane su dve distance (1 mm i 8 mm) i dva ugla (60° i 90°) vrha svetlosnog izvora u odnosu na površinu zuba. Izabrana je politalasna lampa, kao svetlosni izvor primenljiv kod velikog broja adhezivnih materijala, usled snopa koji sadrži svetlost različitih talasnih dužina [168], te je njena primena moguća kod adheziva koji sadrže kamforhinon ali i druge fotoinicijatore [47].

Vrednost svetlosne iradijance od 884 ± 11 mW/cm² je detektovana u grupi "8mm_60°" gde je uočeno smanjenje iradijance za četvrtinu u odnosu na kontrolnu grupu. U drugoj grupi, odnosno grupi "8mm_90°" detektovano je smanjenje iradijance od 15%, ali je njena vrednost ipak iznosila preko 1000 mW/cm². Iz priloženih rezultata moguće je uočiti negativan uticaj promene ugla vrha lampe u odnosu na površinu supstrata, odnosno dentina. Usled promene ugla svetlosnog snopa dolazi do negativnog uticaja na njegovu homogenost, tačnije javljaju se zone sa nižom, tj. višom snagom zračenja.

Uzimajući u obzir kompleksnost eksperimentalne postavke odlučeno je da se jačina veze adheziva ispituje testom smicanja, a ne istezanja. Kompleksnost se odnosi na pripremu uzoraka čije su dentinske površine bile deljene na dve polovine, gde je svaka polovina zapravo predstavljala pojedinačan uzorak za primenu dva različita protokola. Prema Van Meerbeek-u i saradnicima [169] ispitivanja jačine veze čija kontaktna površina supstrata (gleđ ili dentin) i materijala premašuje 3 mm² mogu se definisati kao "makro" testovi. U eksperimentu ove disertacije adhezivna površina je bila manja, tačnije iznosila je 2,27 mm², te se ovaj test može smatrati "mikro" smicanjem, odnosno μ SBS (eng. μ Shear Bond Strength). Ova dimenzija je nešto veća od često korišćenih 1 mm², jer Van Meerbeek i saradnici [169] u svom radu skreću pažnju da isuviše mala adhezivna površina može imati uticaj na verodostojnost dobijenih rezultata. Naime, usled malog kompozitnog uzorka i debljeg adhezivnog sloja može doći do "većeg savijanja i neravnomernog opterećenja" unutar adhezivnog sloja, što posledično utiče na verodostojnost rezultata [169].

U literaturi postoje podaci o ispitivanju jačine veze univerzalnih adheziva smicanjem sa gleđi [170,171], kao i sa dentinom [172], iako se testovi u kojima se koristi mikroistezanje smatraju klinički relevantnijim [173]. Bez obzira koja je od ovih metoda korišćena, Bracher i Özcan [174] nisu uočili statistički značajnu razliku u jačini veze sa dentinom. U skladu sa rezultatima svetlosne iradijance, vrednosti stepena konverzije su ukazale da promena ugla vrha lampe na 60° ima nepovoljniji uticaj na konverziju nego povećanje distance svetlosnog izvora na 8 mm. U poređenju sa kontrolnom grupom (idealnim uslovima) veća distanca svetlosnog izvora u odnosu na površinu zuba je dovela do blagog porasta srednjih vrednosti stepena konverzije, ali bez statističke značajnosti. Ovakvi rezultati se mogu dovesti u vezu sa manjim dopremanjem svetlosne energije do materijala prilikom promene ugla svetlosnog izvora, dok je uticaj distance pre svega zavisio od samog tipa lampe kako je i navedeno u prethodnoj studiji [175]. Nepovoljan uticaj distance se smanjuje kod lampi visokog intenziteta, kakva je korišćena u ovoj studiji, jer snaga izvora kompenzuje udaljenost tako da se materijalu doprema dovoljno svetlosne energije za postizanje visokog stepena konverzije kao i u kontrolnoj grupi.

Nepovoljniji efekat ugla od distance vrha svetlosnog vodiča može se objasniti i heterogenošću profila svetlosnog zraka (eng. beam profile) koji je registrovan kod velikog broja svetlosnih izvora [176] usled postojanja više LED dioda različito raspoređenih unutar lampe. Konkretno, Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) lampa korišćena u ovoj doktorskoj disertaciji sadrži 3 LED diode koje emituju plavu svetlost talasne dužine oko 460 nm i 1 LED diodu koja emituje ljubičastu svetlost talasne dužine oko 410 nm. Ovakav raspored LED dioda uzrokuje nehomogeni profil svetlosnog zraka sa poljima više i niže iradijance asimetrično raspoređenim na kružnom profilu svetlosnog zraka [177]. Ovaj profil ne utiče bitno na polimerizaciju materijala pri upravnom uglu vodiča svetla, ali dovodi do nejednake i nepredvidive raspoređenosti iradijance po jedinici površine pri promeni ugla vodiča svetla.

Potencijalni razlog nižih vrednosti stepena konverzije u kontrolnoj, za razliku od grupe "8mm_90°", može biti i pojačano isparavanje rastvarača zbog pojačanog generisanja više temperature unutar adheziva kada je rastojanje lampe bilo minimalno (1mm), za razliku od distance od 8 mm. Nedavno je pokazano da razlika u temperaturi na vrhu svetlosnog izvora i na udaljenosti od 4-5 mm može biti oko 10 °C [178].

Viša temperatura na vrhu lampe je mogla da uzrokuje i više isparavanja rastvarača koje je moglo nepovoljno da utiče na vrednosti stepena konverzije. Studija koja je sprovedena na eksperimentalnim adhezivima je pokazala da adhezivi bez rastvarača imaju niže vrednosti stepena konverzije u odnosu na adhezive koji su sadržali 10-20% rastvarača [179]. Ako se posmatraju i vrednosti standardne devijacije unutar grupa, uočavaju se veće vrednosti u kontrolnoj grupi nego u grupi "8mm_90°". To ukazuje na neujednačenost konverzije monomera unutar kontrolne grupe koja opet može ukazati na neravnomerno isparavanje rastvarača.

Rezultati eksperimenta ovog rada su pokazali da protokol aplikacije univerzalnog adheziva (TE ili SE) nije statistički značajno uticao na inicijalnu jačinu veze adheziva (nakon 24 h) i dentina bez obzira na režim polimerizacije. Slični rezultati su dobijeni kada je ispitivana jačina veze adheziva sa dentinom i kompozitom [180,181] tj. keramičkim materijalima [182]. Bez obzira na protokol aplikacije univerzalnih adheziva, postiže se slična jačina veze sa dentinom, bilo da se ona ispituje smicanjem [182], mikrosmicanjem [183] ili pak mikroistezanjem [164]. Ovakvi rezultati pokazuju da monomeri, koji se nalaze u univerzalnom adhezivu, poseduju sposobnost parcijalne demineralizacije dentina, slično nagrzanju ortofosfornom kiselinom kada se univerzalni adheziv aplikuje protokolom totalnog nagrzanja.

Izlaganje uzoraka vodi, u trajanju od 6 meseci, uzrokovalo je smanjenje jačine veze koje je bilo statistički značajano kad su u pitanju kontrolna grupa, kao i grupa "8mm_60°". Vrednosti jačine veze u grupi "8mm_90°" su takođe bile niže nakon 6 meseci, ali nije zabeležena statistička

značajnost. U skorašnjim studijama [182-184] pokazano je slično smanjenje jačine veze univerzalnih adheziva i dentina nakon starenja od 6 ili 12 meseci. Ovakvi rezultati se mogu objasniti degradacijom adhezivne veze na nivou hibridnog sloja. Kiselinsko nagrivanje dentina i sledstvena aplikacija adheziva stvaraju regiju u kojoj kolagena vlakna nisu u potpunosti inkapsulirana smolom zbog slabije penetracije monomera u prostore nastale nagrivanjem [71]. Ova agresivna procedura (nagrivanje) izlaže kolagena vlakna degradaciji od strane matriksnih metaloproteinaza koje se aktiviraju u kiseloj sredini, nastaloj kao posledica nagrivanja ortofosfornom kiselinom ili dejstvom kiselih prajmera [185].

Takođe, u ovom eksperimentu, prosvetljavanje adheziva sa distance od 8 mm i pod uglom od 60° rezultovalo je nižim vrednostima stepena konverzije, što je moglo uticati na formiranje hibridnog sloja podložnijeg degradaciji usled hidrolize monomera. Postojeći rezultati ukazuju da bi trebalo sa rezervom uzeti preporuke proizvođača o podjednako efikasnom načinu aplikacije univerzalnih adheziva (sa i bez kiselinskog nagrivanja). Iako bi inicijalna veza mogla da bude slična bez obzira koji je protokol aplikacije korišćen, značajne razlike u jačini veze adheziva i dentina se uočavaju u korist korišćenja protokola samonagrivanja. U skladu sa drugim studijama u kojima su korišćeni idealni uslovi prosvetljavanja, može se reći da bi protokol samonagrivanja univerzalnih adheziva mogao da bude i najbolji izbor za kliničare, posebno imajući u vidu odstupanja od idealnih uslova polimerizacije u kliničkim uslovima. Kao dopuna ovim tvrdnjama mogu se iskoristiti i podaci o tipu fraktura, gde se uočava porast adhezivnih i smanjenje mešovutih fraktura u svim grupama gde je korišćen protokol totalnog nagrivanja za razliku od grupa gde je adheziv aplikovan protokolom samonagrivanja. Generalno je prihvaćeno da su adhezivne frakture učestalije kod spojeva sa nižom jačinom veze za razliku od mešovutih fraktura.

5.3. Kinetika promene temperature

Prema rezultatima dobijenim u ovoj studiji uočena je značajna razlika u promeni temperature kompozita u zavisnosti od početne temperature i temperature instrumenta za aplikaciju, te je treća nulta hipoteza odbačena.

U eksperimentu gde je ispitivana brzina hlađenja materijala u kavitetu, izabrana je temperatura od 68 °C kao najviša temperatura zagrevanja koju je moguće postići u većini trenutno dostupnih uređaja predviđenih za tu namenu, poput Calset warmer (AdDent, Danbury, CT, USA), Caps Warmer (VOCO GmbH) kao i VisCalor Dispenser (VOCO GmbH). Za potrebe ovog eksperimenta kao grejač je korišćen uređaj za zagrevanje vode u koju je uronjena plastična posuda za grejanje instrumenata, odnosno kompozitnog materijala. Kompozit je 30 minuta pre korišćenja vađen iz frižidera kako bi došlo do izjednačavanja temperature materijala sa sobnom temperaturom.

Prema "pilot eksperimentu", ustanovljeno je da se unutar kompile već nakon 70 s postiže temperatura 68 °C ali je odlučeno da se kompile konstantno održava na toj temperaturi 10 min, jer je u ranije publikovanoj studiji [156] oko 11 min bilo neophodno da se unutar komercijalnog grejača (Calset, AdDent Inc., Danbury, CT, USA) postigne odgovarajuća temperatura (60 °C). Ispreparisan je kavitet II klase koja predstavlja izazov za adekvatnu aplikaciju i kondenzaciju materijala, kao i klasu u kojoj bi potencijalne benefite zagrejanog kompozitnog materijala (manja viskoznost, viši stepen konverzije) [30,186] bilo svrsishodno iskoristiti u kliničkim uslovima. Temperatura zuba je održavana pomoću zagrejanje vode (37 ± 2 °C) unutar vodenog kupatila kako bi se simulirali uslovi u usnoj duplji.

U grupama gde je samo kompozit zagrevan (grupa C), odnosno gde su i kompozit i instrument za aplikaciju materijala u kavitet zagrevani (grupa D), prilikom kontakta materijala sa termoparom na dnu kaviteta, uočava se pad temperature od približno 35% u odnosu na temperaturu materijala unutar samog grejača. U radu Daronch i saradnika [156], kada je materijal u kompuli zagrevan na temperaturu od 60 °C zajedno sa aplikatorom (pištoljem), kao što je to bio slučaj i u disertaciji, srednja vrednost maksimalne temperature kompozita po istiskivanju na termopar je iznosila $36,6 \pm 2,2$ °C. Kada je kompula sama zagrevana da bi potom naknadno bila ubačena u aplikator, registrovana temperatura je bila 3 °C niža [156]. Ovakvi podaci ukazuju da terapeut mora imati saznanje da je temperatura materijala 4 ± 1 s nakon vađenja iz grejača i njegovog aplikovanja u kavitet već značajno niža od temperature na kojoj se materijal zagreva, odnosno od temperature koja se očekuje zagrevanjem materijala.

Usled mogućnosti korišćenja pastoznih bulk-fill materijala celom dubinom kaviteta, neophodno je pre polimerizacije voditi računa o adekvatnoj kondenzaciji i modelaciji kompozitnog materijala. Imajući u vidu da pomenute faze u postavljanju ispuna, terapeutu oduzimaju određeno vreme, registrovane su temperature kompozita 15 s, odnosno 30 s od njegovog aplikovanja u kavitet. Nakon 15 s, odnosno 30 s, od postavljanja zagrejanog bulk-fill materijala, koji je kondenzovan nezagrejanim (grupa C), odnosno zagrejanim (68 °C) (grupa D) ručnim instrumentom (nabijačem), uočen je pad od $3,5 \pm 1$ °C, tj. $5,3 \pm 1,25$ °C. Registrovano je da 30 s nakon aplikovanja materijala u kavitet, dolazi do pada temperature za 43-44% u odnosu na temperaturu kompozita u grejaču, što implicira da je neophodno brzo rukovanje zagrejanim kompozitom pre njegovog drastičnog hlađenja u kavitetu. Primena zagrejanog instrumenta nije uticala na sporije hlađenje već zagrejanog kompozita, ali je uticala na porast temperature materijala koji nije zagrevan, te je nakon 30 s od unošenja nezagrejanog materijala u kavitet i njegove kondenzacije i modelacije, temperatura bila viša za 1,5 °C u odnosu na grupu A (kompozit i instrument na ambijentalnoj temperaturi).

5.4. Step en konverzije tečnog kompozita u uslovima odstupanja od kliničkog protokola aplikacije kompozita

Prema rezultatima dobijenim u ovoj studiji uočena je značajna razlika u stepenu konverzije tečnog kompozita u zavisnosti od različitih kliničkih uslova njegovog prosvetljavanja, stoga je četvrta nulta hipoteza odbačena.

Takozvana "snow-plow" tehnika je prepoznata kao jedan od načina aplikacije materijala različite viskoznosti (pastroznog i tečnog kompozitnog materijala). "Snow-plow" tehnika se u literaturi prepoznaje kao "varijacija" u kliničkoj primeni kompozitnih materijala za restauracije kaviteta II klase [160]. Na populaciji od 85 pacijenata sprovedena je klinička retrospektivna studija [187], u kojoj je 101 kompozitni ispun postavljen "snow-plow" tehnikom i praćen u periodu od 4 godine. Autori su došli do srednjeg vremena uspešnosti ispuna od 3,9 godina, koje su uporedili sa drugim studijama i zaključili da nema značajne razlike u odnosu na slojevit tehniku postavljanja ispuna. Iako su korišćeni isključivo kaviteti II klase, potrebno je reći da je u nekima od njih, ispod kompozita postavljan materijal na bazi kalcijum hidroksida i smolom modifikovan glas jonomer (indirektno prekrivanje). Ako se uzme u obzir da autori nisu imali kontrolne kavitete, nesrazmeran odnos molara i premolara u studiji, kao i to da su se jednim od neuspeha smatrali zubi koji su pokazivali znakove ireverzibilnih promena u pulpnom tkivu, dovodi se u pitanje klinička značajnost pomenute studije.

Kako je u pomenutoj tehnici tečni kompozit uvek sastavni deo postavljanja ispuna, odlučili smo se za jedan tečni kompozit Filtek Ultimate Flowable Restorative (3M), dok su grupe definisane prema vrsti, debljini i temperaturi pastoznog materijala, kao i prema vrsti svetlosnog

izvora i trajanju polimerizacije. Kvalitet polimerizacije tečnog kompozita koji je prosvetljivani različitim svetlosnim izvorima, režimima polimerizacije, kao i kroz različite kompozitne materijale ispitivan je merenjem stepena konverzije. Za potrebe ovog eksperimenta metoda koja je korišćena za ispitivanje stepena konverzije je mikro-ramanska spektroskopija. Prema podacima iz literature najveća prednost ove metode se ogleda u jednostavnijoj pripremi uzoraka u odnosu na druge tehnike ispitivanja stepena konverzije [47,188].

U eksperimentu ove doktorske disertacije, prve tri grupe su se razlikovale samo u vremenu polimerizacije. Za svetlosni izvor Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent) proizvođač preporučuje prosvetljavanje u trajanju od 15 s kada se prosvetljava materijal debljine 4 mm (Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)). Dok proizvođač za Bulk Fill Posterior (3M) navodi da ukoliko se pomenuti materijal koristi u sloju debljine 4mm (Klasa I), a iradijansa svetlosnog izvora je u opsegu od 1000 – 2000 mW/cm² dovoljno je vreme polimerizacije od 20 s.

Prema podacima iz literature informacije o svetlosnom izvoru koje proizvođači navode, među kojima je i vreme polimerizacije, često nije dovoljno za adekvatnu polimerizaciju materijala [126,189]. Produženo vreme prosvetljavanja ima pozitivan uticaj na svojstva određenih materijala [190,191]. Pokazano je i da produženo vreme polimerizacije ima značajan uticaj na dubinu polimerizacije pojedinih kompozitnih materijala kada su aplikovani u sloju od 4 mm, pri iradijansi svetlosnog izvora od 583 mW/cm² [192]. Kao što je ranije u tekstu pomenuto, brojni razlozi (lokalizacija kaviteta, ograničenost otvaranja usta pacijenta, dizajn svetlosnog izvora, prethodno iskustvo kao i nedovoljna obuka terapeuta) mogu biti uzrok za dopremanje manje količine svetlosne energije do ispuna [139,140]. Imajući u vidu sve što je navedeno, izabrana su tri vremena polimerizacije 10 s, 20 s kao i 40 s kada je korišćena politalasna lampa (Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent)).

Najviše vrednosti stepena konverzije su registrovane u grupi "Exp Bluephase 40s", a najmanje u grupi "Exp Bluephase 10s", odnosno srednje vrednosti stepena konverzije su imale sledeći odnos u grupama: "Exp Bluephase 40s" > "Exp Bluephase 20s" > "Exp Bluephase 10s". Vrednosti stepena konverzije u grupi "Exp Bluephase 10s" su bile značajno niže ($p < 0,05$) u odnosu na grupe gde je polimerizacija trajala 20 s, odnosno 40 s, dok između njih nije uočena značajna razlika ($p > 0,05$). Uočava se trend da se sa produženjem vremena polimerizacije postižu više vrednosti stepena konverzije. Slični rezultati (viši stepen konverzije) su dobijeni za produženo vreme polimerizacije u odnosu na preporuke proizvođača, kada su posmatrane različite vrste kompozitnih materijala [136]. Interesantno je pomenuti ranije publikovanu studiju gde prilikom duže polimerizacije nije uočena statistički značajna razlika u stepenu konverzije konvencionalnog kompozita (Filtek Z250 (3M)), bez obzira na povećanje debljine uzorka sa 2 na 4 mm [190]. Ovo ukazuje na maksimalnu konverziju za dati materijal, nakon koje dalja ekspozicija svetlosnog izvora ne povećava konverziju, već samo dovodi do zagrevanja materijala i zubnih tkiva. Zato je potrebno razlikovati korisnu prolongiranu ekspoziciju koja ima potencijal da poboljša konverziju monomera od one koja ne doprinosi daljoj konverziji monomera. Kako je maksimalni stepen konverzije specifičan za svaki materijal usled razlika u sastavu organskog matriksa, veliki je značaj laboratorijskog ispitivanja konverzije monomera u idealnim ali i klinički relevantnim odstupanjima od idealnih uslova svetlosne polimerizacije.

Potrebno je skrenuti pažnju da je u ovoj disertaciji meren stepen konverzije tečnog kompozita koji je predstavljao donju površinu, odnosno površinu uzorka udaljeniju od vrha lampe.

Podaci iz literature takođe sugerišu da je vreme polimerizacije preporučeno od strane proizvođača, politalasnom lampom korišćenom i u ovoj studiji, možda dovoljno za adekvatnu polimerizaciju gornjeg sloja kompozitnog uzorka, dok je za neke materijale bilo neophodno

produženo vreme ekspozicije kako bi se postigao adekvatan stepen konverzije sa donje strane uzorka (udaljenija površina od lampe) [193]. Rezultati ove disertacije su u saglasnosti sa prethodno iznetim tvrdnjama, ako se uzmu u obzir vrednosti stepena konverzije kontrolnih grupa gde je tečni kompozit polimerizovan kroz mikroskopsko staklo u trajanju od 10 s, 20 s i 40 s.

Kako je stepen konverzije kontrolnih grupa meren na površini bližoj svetlosnom izvoru, nije uočena statistički značajna razlika u stepenu konverzije, bez obzira na dužinu prosvetljavanja. Duže vreme prosvetljavanja nije rezultiralo višim stepenom konverzije jer je dovoljna količina svetlosne energije dopremljena materijalu i sa kraćom ekspozicijom. Ranije je objašnjeno da kraća ekspozicija ima većeg uticaja na donju, nego na površinu bližu svetlosnom izvoru usled "nepobuđenih" molekula fotoinicijatora u dubljim slojevima kompozitnih uzoraka [58]. Stoga, duža ekspozicija nije poboljšala kvalitet polimerizacije, ali je dovela do oslobađanja toplote same lampe.

Ovo bi kliničari trebalo da imaju u vidu pri polimerizaciji materijala u dubljim kavitetima svetlosnim izvorima visokog intenziteta. Iako nedavna studija [191] ukazuje na bezbednost korišćenja produženog prosvetljavanja sa aspekta temperature na donjoj strani kompozitnih uzoraka prilikom njihove polimerizacije, sami autori su dali određene preporuke na osnovu njihovog istraživanja ukoliko se produženo prosvetljavanje koristi. Naime, autori navode da je svakako bezbednije koristiti svetlosne izvore manje iradijance ali ukoliko se koriste polimerizacije lampe veće iradijance (eng. high intensity), postavljanje bulk-fill kompozitnih materijala se može smatrati boljom solucijom u odnosu na tanje slojeve konvencionalnih kompozita, jer je usled debljine bulk-fill uzoraka i temperatura na strani udaljenijoj od svetlosnog izvora niža [191].

In vivo studija [194] koja je posmatrala porast temperature pulpe premolara, kao i odgovor samog tkiva na takvu vrstu nadražaja, ukazala je na porast temperature pulpnog tkiva preko 5,5 °C kada je komercijalnim svetlosnim izvorom (Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent)) vršena polimerizacija u trajanju od 60 s. Za razliku od ranijeg istraživanja [157] gde je pokazano da porast temperature od 5,5 °C unutar komore pulpe dovodi do ireverzibilnih promena unutar samog tkiva, autori ranije pomenute studije [194] nisu uočili histološke promene na pulpi zuba koji su ekstrahovani 2 h nakon izlaganja svetlosnim izvorima. Takođe, pored svega navedenog, potrebno je naglasiti da stepen konverzije dostiže plato tokom polimerizacije, nakon koga prolongirano vreme ekspozicije nema daljeg efekta. Reakcija polimerizacije dostiže fazu "autousporavanja" (eng. autodecceleration) koja se odlikuje redukovanom mobilnošću monomera tokom faze propagacije do posledičnog zaustavljanja reakcije, usled vitifikacije polimera [153].

Ukoliko posmatramo vrstu svetlosnog izvora (monotalasni ili politalasni svetlosni izvor) pri istom vremenu prosvetljavanja (20 s), nije uočena statistički značajna razlika u stepenu konverzije tečnog kompozita polimerizovanog kroz 4 mm bulk-fill materijala. Prema informacijama proizvođača, korišćeni materijali poseduju kamforhinon kao fotoinicijator. U ranijoj *in vitro* studiji [195] tip svetlosnog izvora nije značajno uticao na dubinu polimerizacije Bulk Fill Posterior Restorative (3M) kompozita nijanse A2, iako je razlika u iradijansi svetlosnih izvora (monowave vs. polywave) bila veća (259 mW/cm²) nego u eksperimentu ove disertacije (50 mW/cm²). U pomenutoj studiji korišćen je isti politalasni svetlosni izvor (Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent)) gde je srednja vrednost iradijance iznosila 1069 mW/cm², dok je vrednost iradijance lampe u eksperimentu iz ove doktorske teze iznosila 1230 mW/cm². Ovu razliku možemo pripisati različitim uređajima kojima je svetlosna iradijansa detektovana. U eksperimentu disertacije, korišćen je jedan od dostupnih komercijalnih dentalnih radiometara (Bluemeter II (Ivoclar Vivadent)). Price i saradnici [126] u svom preglednom radu ukazuju na njihovu ograničenost u preciznom detektovanju emitance, odnosno iradijance svetlosnih

izvora, ali navode da su ona ipak moguća ako se koriste svetlosni izvor i radiometar istog proizvođača, što je bio slučaj u ovoj studiji.

Nije uočena statistički značajna razlika u stepenu konverzije tečnog kompozita bez obzira na nijansu konvencionalnog kompozita kroz koji je tečni materijal polimerizovan. Iako nije uočena značajna razlika, viši stepen konverzije tečnog kompozita je ustanovljen kada je polimerizacija vršena kroz svetliju, odnosno gleđnu boju mikrohibridnog kompozita nego kod opakne dentinske nijanse. U studiji [196] gde je ispitivano preko 40 nijansi kompozita, tamnije nijanse polimerizovanih uzoraka su se pokazale i kao manje translucetne. Kada je praćena iradijansa u toku polimerizacije različitih nijansi nanohibridnog kompozita LED svetlosnim izvorom iradijansa 1500 mW/cm², ustanovljeno je da sa povećanjem debljine uzoraka dolazi do smanjenja transmitance (transmisije svetlosti) kroz materijal (manje svetlosne energije prođe kroz sloj materijala) [162]. Iako je to smanjenje bilo izraženije kod većine tamnijih nijansi kompozita, autori navode da translucetnost materijala može biti značajnija za transmitancu [162]. Tokom polimerizacije, konkretno u prvih 10 sekundi, detektovan je porast transmitance, odnosno većeg propuštanja svetlosti koje autori objašnjavaju promenama u indeksu refrakcije monomernih smola prilikom formiranja polimera [162]. U eksperimentu doktorske teze, razlika u nijansi i translucetnosti mikrohibridnog kompozita potencijalno je prevaziđena produženom ekspozicijom u trajanju od 40 s, te nije uočena statistički značajna razlika između pomenutih grupa.

Polimerizacija tečnog kompozitnog materijala kroz zagrejani bulk-fill kompozit rezultovala je najvišim vrednostima stepena konverzije u odnosu na većinu eksperimentalnih grupa. Zagrevanje kompozita u pojedinim studijama utiče na postizanje viših vrednosti stepena konverzije [50,197]. Potrebno je skrenuti pažnju da se zagrevanje ne može posmatrati kao postupak koji će kod svih materijala nužno dovesti do viših vrednosti stepena konverzije, jer postoje brojni faktori koji utiču na pomenuto svojstvo. U studiji gde je ispitivana konverzija monomera, bulk-fill materijal na sobnoj temperaturi je pokazao značajno više vrednosti stepena konverzije u odnosu na zagrejani mikrohibridni kompozit [198]. Prethodni eksperiment u disertaciji pokazuje rapidan pad u temperaturi nakon zagrevanja i aplikacije u kavitet. U eksperimentu ove teze, kako bi se simulirali uslovi u usnoj duplji i eliminisao nagli pad temperature kompozita na ambijentalnoj temperaturi, priprema uzoraka je vršena u posebno napravljenoj komori u kojoj je postignuta konstanta temperatura od 36 ± 1 °C. Tečni kompozit nije bio zagrevan, ali se nalazio unutar komore kako bi temperature oba materijala bile što ujednačenije, kako bi se simulirali klinički relevantni uslovi (temperatura unutar usne duplje), odnosno kako ne bi došlo do dodatnog pada temperature bulk-fill kompozita u kontaktu sa tečnim, na ambijentalnoj temperaturi. U literaturi je poznato da su kod komercijalno dostupnog kompozita (Tetric Evoceram (Ivoclar Vivadent Amherst, NY, USA)) na višoj temperaturi (35 °C) u odnosu na ambijentalnu (22 °C) detektovane i značajno više vrednosti stepena konverzije sa donje strane (strane udaljenije od svetlosnog izvora) [50], što je u saglasnosti sa rezultatima ove doktorske disertacije.

5.5. Ispitivanje jačine veze univerzalnog adheziva za dentin u zavisnosti od kliničkog protokola postavljanja kompozitnog materijala

Prema rezultatima dobijenim u ovoj studiji, klinički protokol aplikacije materijala različite viskoznosti nije imao značajan uticaj na jačinu veze mikroistezanjem. Tako da je peta nulta hipoteza prihvaćena.

U eksperimentu su korišćeni adheziv, tečni kompozit, bulk-fill kompozit i svetlosni izvor istog proizvođača.

U eksperimentu ove doktorske disertacije, nezavisno od grupe kao i od vremena proteklog do mikroistezanja, dobijene su visoke vrednosti jačine veze univerzalnog adheziva i dentina. Za pripremu dentinske površine uzoraka korišćen je abrazivni papir. Mogu se naći predlozi u literaturi da se za formiranje klinički približnijeg razmaznog sloja na dentinu koristi stomatološko svrdlo [173]. Dokazan je uticaj načina pripreme dentina (stomatološko svrdlo ili brusni papir) na karakteristike tako formiranog razmaznog sloja [199-203]. Iako je pokazano da "mild self-etch" adhezivni sistemi ne dovode do potpunog uklanjanja razmaznog sloja, bez obzira na način pripreme dentina, uočeno je da razmazni sloj nastao kao posledica korišćenja abrazivnog papira, pokazuje veću uniformnost u odnosu na razmazni sloj nastao preparacijom stomatološkim borerom koji je posedovao regije koje nisu impregnirane smolama adheziva [200].

U literaturi se uočavaju više vrednosti jačine veze adheziva i dentina (mikrosmicanjem ili mikroistezanjem) kod uzoraka čija je površina tretirana abrazivnim papirom u odnosu na pripremu stomatološkim svrdlom [199,204]. Posebno interesantna je studija iz 2016. godine [199] gde su korišćena 3 komercijalno dostupna univerzalna adheziva, od kojih je jedan korišćen i u ovoj disertaciji. Naime, srednja vrednost jačine veze adheziva sa dentinom ispitivana mikroistezanjem, kada je korišćen abrazivni papir (600-grit) i aplikacija adheziva u skladu sa preporukom proizvođača je iznosila $68,9 \pm 10,6$ MPa. Za isti adheziv i nakon istog načina primene detektovana je srednja vrednost jačine veze od $35,1 \pm 7,4$ MPa kada je površina dentina "tretirana" dijamantskim svrdlom. Potrebno je naglasiti da nije uočena značajna razlika u jačini veze, bez obzira na materijal, kada je korišćen brusni papir, dok su vrednosti bile značajno različite za sva tri materijala, kada je korišćeno dijamantsko svrdlo fine granulacije [199]. U nedavno publikovanom radu [203] pokazano je da vrsta brusnog papira (granulacija) nije imala uticaj na jačinu veze univerzalnog adheziva i dentina mikrosmicanjem, dok su uzorci pripremani dijamantskim svrdlom pokazali niže vrednosti jačine veze ali i razliku u jačini veze u zavisnosti od korišćenog adheziva.

Iako su u pojedinim radovima korišćeni posebni uređaji za lakšu standardizaciju [200,201], drugi autori su pak uzorke pripremali prelazeći određen broj puta preko površine dentina svrdlom u turbo-kolenjaku [199,204]. Ako tome još pridodamo uticaj vrste i granulacije svrdla na jačinu veze [205], nameće se pitanje adekvatne standardizacije uzoraka. Potrebno je pomenuti da se u literaturi može naći veliki broj radova u kojima se za pripremu dentinskih površina, pre nanošenja adheziva, koriste brusni papiri [206-209]. Iz svih prethodno navedenih razloga u eksperimentu ove doktorske teze je korišćen brusni papir za pripremu dentinskih površina.

Neophodno je navesti da je za sve grupe korišćen isti protokol aplikacije adheziva. Primenjen je protokol aktivne aplikacije, koji podrazumeva utapkavanje adheziva na dentin određen vremenski period (u skladu sa preporukama proizvođača). Pokazano je da takav način

aplikacije, pogotovo kod self-etch adheziva, ne samo da uzrokuje više vrednosti jačine veze [199] nego i pozitivno utiče na njenu dugotrajnost [210].

U literaturi se mogu naći rezultati koji ukazuju na prednost nanošenja sloja sa hidrofobnim monomerima preko univerzalnog adheziva, kada je primenjen protokolom samonagrizanja, u kontekstu jačine veze sa dentinom mikrosmicanjem [211]. Takođe, nanošenje hidrofobnog sloja kod univerzalnih adheziva aplikovanih protokolom samonagrizanja na dentin, rezultovalo je višim vrednostima jačine veze mikroistezanjem nakon 24 h, ali i nakon 6 meseci starenja [206]. Jedan od ispitivanih adheziva u pomenutoj studiji je bio i univerzalni adheziv korišćen u ovoj doktorskoj disertaciji, kod koga nije uočena statistički značajna redukcija u jačini veze nakon 6 meseci kada je aplikovan hidrofobni sloj [206]. U drugoj studiji, hidrofobni sloj je imao pozitivan efekat na jačinu veze sa dentinom, samo kada je nanešen preko prethodno polimerizovanog Single Bond Universal-a (3M) [208]. Pregledni rad [212] koji se bavio različitim kliničkim postupcima koji bi doveli do unapređenja stabilnosti, odnosno dugotrajnosti spoja dentin-adheziv, navodi nanošenje hidrofobnih smola preko adheziva, ali i prekrivanje adheziva tečnim kompozitom u te svrhe. U skorašnjem pregledu literature takođe se kao mogući načini održavanja stabilnosti veze navode isti principi [6].

Pretpostavka je da tečni kompozit deluje kao medijator stresa koji nastaje kao posledica polimerizacione kontrakcije, stoga "štiti" sam spoj adheziva i dentina [213]. U svim pomenutim grupama u ovoj doktorskoj disertaciji sloj tečnog kompozita (polimerizovan ili nepolimerizovan) je prekrivao adheziv na ravnoj dentinskoj površini koja je imala najpovoljniji C-faktor, a samim tim i najmanji polimerizacioni stres. Može se pretpostaviti da je to bilo od manjeg uticaja, odnosno da je prekrivanje adheziva hidrofobnim monomerima tečnog kompozita bilo značajnije za podjednako kvalitetnu vezu i nakon 6 meseci starenja u svim grupama.

U ranije objavljenom radu pokazano je da male vrednosti energije po jedinici površine (izloženost zračenju) koja dospe do donje površine uzoraka, ne znače nužno i znatno lošija mehanička svojstva kompozitnih materijala na površini udaljenijoj od svetlosnog izvora [79]. Ako uzmemo u obzir ove podatke, moguće je da niske vrednosti energije po jedinici površine zabeležene u eksperimentu ove teze nisu negativno uticale na polimerizaciju tečnog kompozita prilikom njegove istovremene polimerizacije sa bulk-fill materijalom, te upotreba ove tehnike ("snow-plow") nije rezultovala slabijom vezom. Takođe, značajno je pomenuti i ranije objavljenu studiju [214], u kojoj su materijali (konvencionalni kompozit, dva tečna bulk-fill materijala i jedan pastozni bulk-fill materijal) aplikovani pomoću silikonskog kalupa na ravnu dentinsku površinu ili unutar kaviteta I klase. Samonagrizajući adheziv je aplikovan prema uputstvu proizvođača. Detektovana je manja iradijansa na dnu svih uzoraka prilikom njihove polimerizacije unutar silikonskog kalupa nego u kavitetima I klase, ali je jačina veze mikroistezanjem u svim grupama sa ravnom dentinskom površinom bila viša [214]. Autori su to objasnili ranije pomenutim povoljnijim C-faktorom, mogućnošću bolje aplikacije adheziva i kompozita na ravnim dentinskim površinama kao i potencijalnom polimerizacijom uzoraka ambijentalnim svetlom, nakon skidanja kalupa [214].

Iako postoje radovi koji ukazuju da zagrevanje kompozitnog materijala dovodi do viših vrednosti jačine veze sa dentinom [215], u eksperimentu ove doktorske teze, korišćenje zagrejanog kompozitnog materijala nije rezultovalo statistički višim vrednostima jačine veze, bez obzira na način aplikacije tečnog kompozitnog materijala. Zagrevanje pastoznih bulk-fill kompozitnih materijala može dovesti do smanjenja polimerizacione kontrakcije i sledstveno manjeg stresa na spoju kompozita i restauracije [154]. U ovoj disertaciji, priprema uzoraka je vršena na ambijentalnoj temperaturi. U prethodnom eksperimentu iz ove disertacije je pokazan drastičan pad temperature zagrejanog kompozita po unošenju u kavitet. Već nakon 15 s došlo je do redukcije temperature zagrejanog materijala za oko 35% i to na temperaturi kaviteta od

37 ± 1 °C. Drastičan pad temperature zagrejanog kompozita prisutan je i u drugoj studiji [156]. Moguće je da je u eksperimentu ove teze, izostao efekat zagrevanja kompozita, ako uzmemo u obzir prosečno vreme koje je bilo neophodno za aplikaciju i adaptaciju materijala pre polimerizacije (40 ± 4 s), kao i da je priprema uzoraka vršena na ambijentalnoj temperaturi. Nedavni rad pokazuje da temperatura ekstrahovanog zuba u laboratorijskom eksperimentu može uticati na jačinu veze adheziva sa dentinom [216]. Zbog toga je potrebno uzeti ovaj faktor u obzir prilikom dizajniranja eksperimenata u kojima se poredi efikasnost veze sa dentinom prethodno zagrejanih materijala.

Veći procenat mešoviti i kohezivnih fraktura moguće je objasniti načinom pripreme uzoraka (korišćenje abrazivnog papira) [199], aplikacijom tečnog kompozita ispod sloja bulk-fill materijala [99,217,218] kao i usled visokih vrednosti jačine veze [209].

6. ZAKLJUČAK

- Promena ugla svetlosnog izvora visokog intenziteta pri većoj distanci lampe od univerzalnog adheziva, ima veći uticaj na stepen konverzije materijala nego sama distanca.
- TE protokol aplikacije univerzalnog adheziva rezultovao je inicijalno višim vrednostima jačine veze sa dentinom u odnosu na SE protokol. Kod TE protokola registrovana je znatno slabija veza nakon 6 meseci. Distanca i položaj svetlosnog izvora u odnosu na univerzalni adheziv, nisu imali značajan uticaj na jačinu veze sa dentinom.
- Po aplikaciji zagrejanog kompozita u kavitet, dolazi do drastičnog pada temperature bulk-fill kompozita već tokom prvog minuta nakon aplikacije. Temperatura kaviteta i zagrejanog kompozita, 40 s nakon postavljanja materijala su pokazale slične vrednosti. Korišćenje zagrejanih instrumenata ne utiče na značajan porast temperature nezagrejanog materijala.
- Svetlosna polimerizacija tečnog kompozita kroz sloj pastoznog, rezultuje slabijom polimerizacijom u odnosu na zasebnu polimerizaciju svakog sloja. Duža ekspozicija politalasnom lampom, dovodi do većeg stepena konverzije tečnog kompozita, pri polimerizaciji kroz sloj bulk-fill materijala. Pri istom vremenu prosvetljavanja politalasnim svetlosnim izvorom moguće je postići komparabilne vrednosti stepena konverzije tečnog kompozita, ukoliko se prosvetljava kroz različitu debljinu različitih materijala (mikrohibridni kompozit i bulk-fill kompozit). Slične vrednosti stepena konverzije tečnog kompozita se postižu prosvetljavanjem različitim svetlosnim izvorima u trajanju od 20 s, kroz bulk-fill materijal.
- Zagrevanje tečnog kompozita i bulk-fill materijala, rezultuje i višim vrednostima stepena konverzije tečnog kompozita, ali u manjoj meri nego kada se slojevi kompozita zasebno polimerizuju.
- Protokolom samonagrivanja, moguće je postići slične vrednosti jačine veze mikrostezanjem, bez obzira na način aplikacije kompozitnog materijala. Ovakav način nanošenja adheziva utiče i na adekvatnu stabilnost veze, nezavisno od tehnike aplikacije kompozita. Zagrevanje bulk-fill materijala ne doprinosi jačini veze univerzalnog adheziva sa dentinom. "Snow-plow" tehnika primene i istovremene svetlosne polimerizacije tečnog kompozita i pastoznog bulk-fill kompozita nije uticala na smanjenje jačine veze sa dentinom.
- Kliničke preporuke: Tokom svetlosne polimerizacije univerzalnih adheziva svetlosnim izvorima visokog intenziteta neophodno je obezbediti upravni ugao vrha vodiča svetla prema kavitetu. Bez obzira na preporuke proizvođača da se univerzalni adheziv može primeniti različitim protokolima, postupak samonagrivanja rezultuje dugoročno stabilnijom adhezivnom vezom nego protokol totalnog nagrivanja. Svetlosna polimerizacija zasebnih slojeva kompozita utiče na bolju konverziju monomera, bez uočljivih promena u jačini veze sa dentinom. Zato bi se trebalo pridržavati preporuka o zasebnoj polimerizaciji slojeva tečnog i pastoznog kompozita i izbegavati "snow-plow" tehniku. Zagrevanje kompozita se može preporučiti za kliničku primenu, zbog bolje konverzije monomera, iako ne dovodi nužno do kvalitetnije adhezivne veze sa dentinom.

7. LITERATURA

1. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28:3757-85.
2. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28:215-35.
3. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27:17-28.
4. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, et al. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry*. 2006;34:77-85.
5. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dental Materials*. 2009;25:1187-94.
6. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, et al. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *J Adhes Dent*. 2020;22:7-34.
7. Cuevas-Suarez CE, da Rosa WLO, Lund RG, et al. Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent*. 2019;21:7-26.
8. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2015;43:765-76.
9. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34:849-53.
10. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011;27:1-16.
11. Wong J, Tsujimoto A, Fischer NG, et al. Enamel Etching for Universal Adhesives: Examination of Enamel Etching Protocols for Optimization of Bonding Effectiveness. *Oper Dent*. 2020;45:80-91.
12. Jacker-Guhr S, Sander J, Luehrs AK. How "Universal" is Adhesion? Shear Bond Strength of Multi-mode Adhesives to Enamel and Dentin. *J Adhes Dent*. 2019;21:87-95.
13. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, et al. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*. 2010;26:1176-84.
14. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*. 1982;16:265-73.
15. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, et al. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer-A review. *Dent Mater*. 2013;29:999-1011.
16. Mazzoni A, Tjaderhane L, Checchi V, et al. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *J Dent Res*. 2015;94:241-51.
17. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24:90-101.
18. Mazzoni A, Scaffa P, Carrilho M, et al. Effects of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin MMP-2 and MMP-9. *J Dent Res*. 2013;92:82-6.
19. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*. 2011;27:29-38.
20. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*. 1992;6:44-9.

21. Habib E, Wang R, Wang Y, et al. Inorganic Fillers for Dental Resin Composites: Present and Future. *ACS biomaterials science & engineering*. 2016;2:1-11.
22. Shah PK, Stansbury JW. Photopolymerization shrinkage-stress reduction in polymer-based dental restoratives by surface modification of fillers. *Dent Mater*. 2021;37:578-87.
23. Palin WM, Leprince JG, Hadis MA. Shining a light on high volume photocurable materials. *Dent Mater*. 2018;34:695-710.
24. Fugolin APP, Bacchi A, Pfeifer CS. Curing Reaction and Kinetics. In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 27-42.
25. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*. 2005;21:36-42.
26. Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress--is it clinically meaningful? *Dent Mater*. 2016;32:1-10.
27. Tarle Z, Par M. Degree of Conversion. In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 63-85.
28. Xu T, Li X, Wang H, et al. Polymerization shrinkage kinetics and degree of conversion of resin composites. *J Oral Sci*. 2020;62:275-80.
29. Atai M, Motevasselian F. Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. *Clin Oral Investig*. 2009;13:309-16.
30. Fróes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, et al. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dent Mater*. 2010;26:908-14.
31. Pongprueksa P, De Munck J, Duca RC, et al. Monomer elution in relation to degree of conversion for different types of composite. *J Dent*. 2015;43:1448-55.
32. Dickens SH, Stansbury JW, Choi KM, Floyd CJE. Photopolymerization kinetics of methacrylate dental resins. *Macromolecules*. 2003;36:6043-53.
33. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002;23:1819-29.
34. 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.
35. Fonseca AS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PP, et al. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater*. 2017;33:394-401.
36. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, et al. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*. 2012;23:508-14.
37. Shah PK, Stansbury JW. Role of filler and functional group conversion in the evolution of properties in polymeric dental restoratives. *Dent Mater*. 2014;30:586-93.
38. Habib E, Wang R, Zhu XX. Correlation of resin viscosity and monomer conversion to filler particle size in dental composites. *Dent Mater*. 2018;34:1501-8.
39. Beun S, Bailly C, Dabin A, et al. Rheological properties of experimental Bis-GMA/TEGDMA flowable resin composites with various macrofiller/microfiller ratio. *Dent Mater*. 2009;25:198-205.

40. Faria ESAL, Pfeifer CS. Impact of thio-urethane additive and filler type on light-transmission and depth of polymerization of dental composites. *Dent Mater.* 2017;33:1274-85.
41. Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res.* 2008;87:84-8.
42. Ruyter IE, Oysaed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand.* 1982;40:179-92.
43. Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials.* 2005;26:4932-7.
44. 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.
45. Pfeifer CS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Braga RR. Photoinitiator content in restorative composites: influence on degree of conversion, reaction kinetics, volumetric shrinkage and polymerization stress. *Am J Dent.* 2009;22:206-10 (apstrakt).
46. Musanje L, Ferracane JL, Sakaguchi RL. Determination of the optimal photoinitiator concentration in dental composites based on essential material properties. *Dent Mater.* 2009;25:994-1000.
47. Miletic V, Santini A. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. *J Dent.* 2012;40:106-13.
48. Albuquerque PP, Moreira AD, Moraes RR, et al. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *J Dent.* 2013;41 Suppl 3:e67-72.
49. de Oliveira D, Rocha MG, Correa IC, et al. The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. *Dent Mater.* 2016;32:1209-17.
50. Price RB, Whalen JM, Price TB, et al. The effect of specimen temperature on the polymerization of a resin-composite. *Dent Mater.* 2011;27:983-9.
51. Lopes LCP, Terada RSS. Heating and preheating of dental restorative materials-a systematic review. 2020;24:4225-35.
52. Ozturk B, Cobanoglu N, Cetin AR, Gunduz B. Conversion degrees of resin composites using different light sources. *Eur J Dent.* 2013;7:102-9.
53. Shimokawa C, Sullivan B, Turbino ML, et al. Influence of Emission Spectrum and Irradiance on Light Curing of Resin-Based Composites. *Oper Dent.* 2017;42:537-47.
54. Hadis M, Leprince JG, Shortall AC, et al. High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. *J Dent.* 2011;39:549-57.
55. Selig D, Haenel T, Hausnerová B, et al. Examining exposure reciprocity in a resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values. *Dent Mater.* 2015;31:583-93.
56. Palagummi SV, Hong T, Wang Z, et al. Resin viscosity determines the condition for a valid exposure reciprocity law in dental composites. *Dent Mater.* 2020;36:310-9.
57. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater.* 2015;31:1207-13.
58. Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater.* 1992;8:299-304.

59. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of biomedical materials research*. 1986;20:121-31.
60. Moldovan M, Balazsi R, Soanca A, et al. Evaluation of the Degree of Conversion, Residual Monomers and Mechanical Properties of Some Light-Cured Dental Resin Composites. *Materials*. 2019;12:2109.
61. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*. 2016;104:291-7.
62. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, et al. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*. 2014;42:993-1000.
63. Durner J, Obermaier J, Draenert M, Ilie N. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dent Mater*. 2012;28:1146-53.
64. Sandberg E, Bergenholtz G, Eklund C, Dahlgren UI. HEMA bound to self-protein promotes auto-antibody production in mice. *J Dent Res*. 2002;81:633-6.
65. Fenichel P, Chevalier N, Brucker-Davis F. Bisphenol A: an endocrine and metabolic disruptor. *Annales d'endocrinologie*. 2013;74:211-20.
66. Kraigsley AM, Tang K, Lippa KA, et al. Effect of polymer degree of conversion on *Streptococcus mutans* biofilms. *Macromolecular bioscience*. 2012;12:1706-13.
67. Navarra CO, Breschi L, Turco G, et al. Degree of conversion of two-step etch-and-rinse adhesives: In situ micro-Raman analysis. *J Dent*. 2012;40:711-7.
68. Navarra CO, Cadenaro M, Frassetto A, et al. Degree of Conversion of Self-etch Adhesives: In Situ Micro-Raman Analysis. *Oper Dent*. 2016;41:501-10.
69. Hayashi J, Tagami J, Chan D, Sadr A. New bulk-fill composite system with high irradiance light polymerization: Integrity and degree of conversion. *Dent Mater*. 2020;36:1615-23.
70. Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent*. 2012;40:577-84.
71. Santini A, Miletic V. Quantitative micro-Raman assessment of dentine demineralization, adhesive penetration, and degree of conversion of three dentine bonding systems. *Eur J Oral Sci*. 2008;116:177-83.
72. Par M, Gamulin O, Marovic D, et al. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites--changes at 24 hours post cure. *Oper Dent*. 2015;40:E92-101.
73. Antić-Jovanović A. Ramanski spektri. *Molekulska spektroskopija: spektrohemijski aspekt*. 4th ed: Fakultet za fizičku hemiju, Univerzitet u Beogradu; 2016. p. 181-212
74. Levallois B, Terrer E, Panayotov Y, et al. Molecular structural analysis of carious lesions using micro-Raman spectroscopy. *Eur J Oral Sci*. 2012;120:444-51.
75. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *Journal of biomedical materials research*. 1999;48:675-81.
76. Lima RBW, Troconis CCM. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. 2018;30:492-501.

77. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent*. 2015;40:190-200.
78. Ilie N. Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. *Clin Oral Investig*. 2019;23:747-55.
79. 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.
80. AlQahtani MQ, Michaud PL, Sullivan B, et al. Effect of High Irradiance on Depth of Cure of a Conventional and a Bulk Fill Resin-based Composite. *Oper Dent*. 2015;40:662-72.
81. Moore BK, Platt JA, Borges G, et al. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent*. 2008;33:408-12.
82. AlShaafi MM, AlQussier A, AlQahtani MQ, Price RB. Effect of Mold Type and Diameter on the Depth of Cure of Three Resin-Based Composites. *Oper Dent*. 2018;43:520-9.
83. ISO 4049 (2009) Dentistry - Polymer-based restorative materials
84. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, et al. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*. 2012;28:521-8.
85. Harrington E, Wilson HJ. Depth of cure of radiation-activated materials--effect of mould material and cavity size. *J Dent*. 1993;21:305-11.
86. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent*. 2014;42:977-85.
87. Sadeghyar A, Watts DC, Schedle A. Limited reciprocity in curing efficiency of bulk-fill resin-composites. *Dent Mater*. 2020;36:997-1008.
88. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, et al. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clin Oral Investig*. 2017;21:1201-12.
89. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, et al. New insight into the "depth of cure" of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater*. 2012;28:512-20.
90. Randolph LD, Palin WM, Leprince JG. Developing a More Appropriate Classification System for Modern Resin-Based Composite Technologies. In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 89-96.
91. Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater*. 2016;32:1586-99.
92. Schwendicke F, Göstemeyer G, Blunck U, et al. Directly Placed Restorative Materials: Review and Network Meta-analysis. *J Dent Res*. 2016;95:613-22.
93. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., et al. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998;129:567-77.
94. Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces. *Dent Mater*. 2008;24:1102-6.
95. Helvatjoglu-Antoniades M, Papadogiannis Y, Lakes RS, et al. Dynamic and static elastic moduli of packable and flowable composite resins and their development after initial photo curing. *Dent Mater*. 2006;22:450-9.
96. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 2015;9:Ze18-24.

97. Boruziniat A, Gharaee S, Sarraf Shirazi A, et al. Evaluation of the efficacy of flowable composite as lining material on microleakage of composite resin restorations: A systematic review and meta-analysis. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2016;47:93-101.
98. Dao Luong MN, Shimada Y, Turkistani A, et al. Fractography of interface after microtensile bond strength test using swept-source optical coherence tomography. *Dent Mater.* 2016;32:862-9.
99. De Goes MF, Giannini M, Di Hipólito V, et al. Microtensile bond strength of adhesive systems to dentin with or without application of an intermediate flowable resin layer. *Braz Dent J.* 2008;19:51-6.
100. Bellinaso MD, Soares FZM, Rocha RO. Do bulk-fill resins decrease the restorative time in posterior teeth? A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. 2019;10:e12463.
101. Fugolin APP, Pfeifer CS. New Resins for Dental Composites. *J Dent Res.* 2017;96:1085-91.
102. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater.* 2011;27:348-55.
103. Papadogiannis D, Tolidis K, Gerasimou P, et al. Viscoelastic properties, creep behavior and degree of conversion of bulk fill composite resins. *Dent Mater.* 2015;31:1533-41.
104. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater.* 2013;29:e213-7.
105. Engelhardt F, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clin Oral Investig.* 2016;20:2123-30.
106. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, et al. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent.* 2012;40:500-5.
107. Kaisarly D, Meierhofer D, El Gezawi M, et al. Effects of flowable liners on the shrinkage vectors of bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.* 2021;25:4927-40.
108. van Dijken JW, Pallesen U. Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *J Dent.* 2016;51:29-35.
109. Algamaiah H, Silikas N, Watts DC. Conversion kinetics of rapid photo-polymerized resin composites. *Dent Mater.* 2020;36:1266-74.
110. Loguercio AD, Rezende M, Gutierrez MF, et al. Randomized 36-month follow-up of posterior bulk-filled resin composite restorations. *J Dent.* 2019;85:93-102.
111. Veloso SRM, Lemos CAA, de Moraes SLD, et al. Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2019;23:221-33.
112. Price R. The Dental Curing Light. In: Miletic V, editor. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. 1st ed. Cham, Switzerland: Springer International; 2018. p. 43-62.
113. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017;31:e61.
114. Kirkpatrick SJ. A primer on radiometry. *Dent Mater.* 2005;21:21-6.
115. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011;27:39-52.

116. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials*. 2000;16:41-7.
117. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000;21:1379-85.
118. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*. 2002;14:286-95.
119. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*. 2002;133:335-41.
120. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2003;69:666.
121. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater*. 2004;20:80-7.
122. Neumann MG, Miranda WG, Jr., Schmitt CC, et al. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent*. 2005;33:525-32.
123. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22:363-77.
124. Rocha MG, de Oliveira D, Correa IC, et al. Light-emitting Diode Beam Profile and Spectral Output Influence on the Degree of Conversion of Bulk Fill Composites. *Oper Dent*. 2017;42:418-27.
125. Price RB, Ferracane JL. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. 2020;70:407-17.
126. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *J Dent Res*. 2015;94:1179-86.
127. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent*. 2013;41:695-702.
128. Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part 1. *British dental journal*. 2016;221:453-60.
129. Catelan A, de Araújo LS, da Silveira BC, et al. Impact of the distance of light curing on the degree of conversion and microhardness of a composite resin. *Acta Odontol Scand*. 2015;73:298-301.
130. Al-Zain AO, Eckert GJ, Platt JA. The Influence of Distance on Radiant Exposure and Degree of Conversion Using Different Light-Emitting-Diode Curing Units. *Oper Dent*. 2019;44:E133-e44.
131. Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent*. 2007;32:571-8.
132. Vandewalle KS, Roberts HW, Andrus JL, Dunn WJ. Effect of light dispersion of LED curing lights on resin composite polymerization. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17:244-54; discussion 54-5.

133. Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2011;77:b9.
134. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994;19:26-32.
135. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA:TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;84:503-9.
136. Lempel E, Óri Z, Szalma J, et al. Effect of exposure time and pre-heating on the conversion degree of conventional, bulk-fill, fiber reinforced and polyacid-modified resin composites. *Dent Mater*. 2019;35:217-28.
137. Soares CJ, Bragança GF, Pereira R, et al. Irradiance and Radiant Exposures Delivered by LED Light-Curing Units Used by a Left and Right-Handed Operator. *Braz Dent J*. 2018;29:282-9.
138. Price RB, Strassler HE, Price HL, et al. The effectiveness of using a patient simulator to teach light-curing skills. *J Am Dent Assoc*. 2014;145:32-43.
139. Harun NA, Santini A, Roebuck EM. The effect of interincisal opening, cavity location and operator experience on the energy delivered by a light-curing unit to a simulated dental restoration. *Primary dental journal*. 2014;3:26-31.
140. Suliman AA, Abdo AA. Training and experience effect on light-curing efficiency by dental practitioners. 2020;84:652-9.
141. de Goes MF, Rubbi E, Baffa O, Panzeri H. Optical transmittance of reflecting wedges. *Am J Dent*. 1992;5:78-80.
142. Asmussen E, Peutzfeldt A. Direction of shrinkage of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand*. 1999;57:310-5.
143. Deliperi S. Functional and aesthetic guidelines for stress-reduced direct posterior composite restorations. *Oper Dent*. 2012;37:425-31.
144. Turrioni AP, Alonso JR, Basso FG, et al. LED light attenuation through human dentin: a first step toward pulp photobiomodulation after cavity preparation. *Am J Dent*. 2013;26:319-23.
145. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res*. 1998;77:1435-45.
146. Miletic V, Peric D, Milosevic M, et al. Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk-fill, low-shrinkage and conventional composites. *Dent Mater*. 2016;32:1441-51.
147. Van Ende A, Van de Castele E, Depypere M, et al. 3D volumetric displacement and strain analysis of composite polymerization. *Dent Mater*. 2015;31:453-61.
148. Ahn KH, Lim S, Kum KY, Chang SW. Effect of preheating on the viscoelastic properties of dental composite under different deformation conditions. *Dent Mater J*. 2015;34:702-6.
149. Deb S, Di Silvio L, Mackler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. *Dent Mater*. 2011;27:e51-9.
150. Lucey S, Lynch CD, Ray NJ, et al. Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *J Oral Rehabil*. 2010;37:278-82.
151. Yang J, Silikas N, Watts DC. Pre-heating time and exposure duration: Effects on post-irradiation properties of a thermo-viscous resin-composite. *Dent Mater*. 2020;36:787-93.

152. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res.* 2005;84:663-7.
153. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Giudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. *J Dent Res.* 2006;85:38-43.
154. Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. *J Dent.* 2015;43:1358-64.
155. Demirel G, Orhan AI, Irmak Ö, et al. Micro-computed tomographic evaluation of the effects of pre-heating and sonic delivery on the internal void formation of bulk-fill composites. *Dent Mater J.* 2021;40:525-31.
156. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18:340-50; discussion 51.
157. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515-30.
158. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes MF. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater.* 2007;23:1283-8.
159. 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.
160. Ferracane JL, Lawson NC. Probing the hierarchy of evidence to identify the best strategy for placing class II dental composite restorations using current materials. 2021;33:39-50.
161. Soto-Montero J, Giannini M, Sebold M, et al. Comparison of the operative time and presence of voids of incremental and bulk-filling techniques on Class II composite restorations. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985).* 2021;0:0.
162. Hyun HK, Christoferson CK, Pfeifer CS, et al. Effect of shade, opacity and layer thickness on light transmission through a nano-hybrid dental composite during curing. *J Esthet Restor Dent.* 2017;29:362-7.
163. Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent.* 2015;43:664-72.
164. Chen C, Niu LN, Xie H, et al. Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles? *J Dent.* 2015;43:525-36.
165. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, et al. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater.* 2010;6:3573-82.
166. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004;83:454-8.
167. Fehrenbach J, Isolan CP, Münchow EA. Is the presence of 10-MDP associated to higher bonding performance for self-etching adhesive systems? A meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater.* 2021;37:1463-85.
168. Harlow JE, Rueggeberg FA, Labrie D, et al. Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and bulk cured resin-based composites. *J Dent.* 2016;53:44-50.
169. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 2010;26:e100-21.
170. Diniz AC, Bandeca MC, Pinheiro LM, et al. Influence of Different Etching Modes on Bond Strength to Enamel using Universal Adhesive Systems. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17:820-5.

171. Loguercio AD, Munoz MA, Luque-Martinez I, et al. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent.* 2015;43:1060-70.
172. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, et al. Influence of water storage on fatigue strength of self-etch adhesives. *J Dent.* 2015;43:1416-27.
173. De Munck J, Mine A, Poitevin A, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res.* 2012;91:351-7.
174. Bracher L, Özcan M. Adhesion of resin composite to enamel and dentin: a methodological assessment. *Journal of Adhesion Science and Technology.* 2018;32:258-71.
175. Konerding KL, Heyder M, Kranz S, et al. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). *Dent Mater.* 2016;32:676-86.
176. Soares CJ, Braga S, Price RB. Relationship Between the Cost of 12 Light-curing Units and Their Radiant Power, Emission Spectrum, Radiant Exitance, and Beam Profile. *Oper Dent.* 2021;46:283-92.
177. de Oliveira D, Rocha MG, Correr AB, et al. Effect of Beam Profiles From Different Light Emission Tip Types of Multiwave Light-emitting Diodes on the Curing Profile of Resin-based Composites. *Oper Dent.* 2019;44:365-78.
178. Violeta Petrovic JS, Vojislav Komlenic, Tatjana Savic-Stankovic, Marina Latkovic, Vesna Miletic. Temperature changes in the pulp chamber induced by polymerization of resin-based dental restoratives following simulated direct pulp capping. *Hem Ind.* 2019;73:239-48.
179. Ogliari FA, Ely C, Lima GS, et al. Onium salt reduces the inhibitory polymerization effect from an organic solvent in a model dental adhesive resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;86:113-8.
180. Shibasaki S, Takamizawa T, Suzuki T, et al. Influence of Different Curing Modes on Polymerization Behavior and Mechanical Properties of Dual-Cured Provisional Resins. *Oper Dent.* 2017;42:526-36.
181. Fernandes GL, Strazzi-Sahyon HB, Suzuki TYU, et al. Influence of Chlorhexidine Gluconate on the Immediate Bond Strength of a Universal Adhesive System on Dentine Subjected to Different Bonding Protocols: An In Vitro Pilot Study. *Oral health & preventive dentistry.* 2020;18:71-6.
182. Lima EL, Vieira Junior WF, Amaral FLBd, et al. Influence of universal adhesive system application strategies on the long-term bond strength to dentin of CAD-CAM restorative materials. *Journal of Adhesion Science and Technology.* 2019;33:2696-706.
183. Hu X, Luong MN, Zhang H, et al. Influence of phosphoric acid etching on the dentin bond durability of universal adhesives. *Journal of Adhesion Science and Technology.* 2019;33:2356-68.
184. Şişmanoğlu S. Bond durability of contemporary universal adhesives: effect of dentin treatments and aging. *Journal of Adhesion Science and Technology.* 2019;33:2061-70.
185. Baena E, Cunha SR, Maravić T, et al. Effect of Chitosan as a Cross-Linker on Matrix Metalloproteinase Activity and Bond Stability with Different Adhesive Systems. *Marine drugs.* 2020;18.
186. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *Dent Mater.* 2014;30:613-8.

187. Borouziniat A, Khaki H, Majidinia S. Retrospective evaluation of the clinical performance of direct composite restorations using the snow-plow technique: Up to 4 years follow-up. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2019;11:e964-e8.
188. Shin WS, Li XF, Schwartz B, et al. Determination of the degree of cure of dental resins using Raman and FT-Raman spectroscopy. *Dent Mater*. 1993;9:317-24.
189. Slack WE, Yancey EM, Lien W, et al. Effect of high-irradiance light curing on exposure times and pulpal temperature of adequately polymerized composite. *Dent Mater J*. 2020;39:976-83.
190. Zorzin J, Maier E, Harre S, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater*. 2015;31:293-301.
191. Par M, Repusic I, Skenderovic H, et al. The effects of extended curing time and radiant energy on microhardness and temperature rise of conventional and bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig*. 2019;23:3777-88.
192. Rodriguez A, Yaman P, Dennison J, Garcia D. Effect of Light-Curing Exposure Time, Shade, and Thickness on the Depth of Cure of Bulk Fill Composites. *Oper Dent*. 2017;42:505-13.
193. Tarle Z, Attin T, Marovic D, et al. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig*. 2015;19:831-40.
194. Gross DJ, Dávila-Sánchez A, Runnacles P, et al. In vivo temperature rise and acute inflammatory response in anesthetized human pulp tissue of premolars having Class V preparations after exposure to Polywave® LED light curing units. *Dent Mater*. 2020;36:1201-13.
195. Menees TS, Lin CP, Kojic DD, et al. Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights. *Am J Dent*. 2015;28:357-61.
196. Yu B, Lee YK. Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dent Mater*. 2008;24:1236-42.
197. Mundim FM, Garcia Lda F, Cruvinel DR, et al. Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites. *J Dent*. 2011;39 Suppl 1:e25-9.
198. Erhardt MCG, Goulart M, Jacques RC, et al. Effect of different composite modulation protocols on the conversion and polymerization stress profile of bulk-filled resin restorations. *Dent Mater*. 2020;36:829-37.
199. Saikaew P, Chowdhury AF, Fukuyama M, et al. The effect of dentine surface preparation and reduced application time of adhesive on bonding strength. *J Dent*. 2016;47:63-70.
200. Mine A, De Munck J, Cardoso MV, et al. Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. *Dent Mater*. 2014;30:1147-53.
201. Sattabanasuk V, Vachiramon V, Qian F, Armstrong SR. Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *J Dent*. 2007;35:467-75.
202. Yiu CK, Hiraishi N, King NM, Tay FR. Effect of dentinal surface preparation on bond strength of self-etching adhesives. *J Adhes Dent*. 2008;10:173-82.
203. Saikaew P, Senawongse P, Chowdhury AA, et al. Effect of smear layer and surface roughness on resin-dentin bond strength of self-etching adhesives. *Dent Mater J*. 2018;37:973-80.
204. Akter RS, Ahmed Z, Yamauti M, et al. Effects of remaining dentin thickness, smear layer and aging on the bond strengths of self-etch adhesives to dentin. *Dent Mater J*. 2021;40:538-46.

205. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, et al. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater.* 2003;19:758-67.
206. Sezinando A, Luque-Martinez I, Munoz MA, et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dent Mater.* 2015;31:e236-46.
207. Cuevas-Suárez CE, Ramos TS, Rodrigues SB, et al. Impact of shelf-life simulation on bonding performance of universal adhesive systems. *Dent Mater.* 2019;35:e204-e19.
208. Ermis RB, Ugurlu M, Ahmed MH, Van Meerbeek B. Universal Adhesives Benefit from an Extra Hydrophobic Adhesive Layer When Light Cured Beforehand. *J Adhes Dent.* 2019;21:179-88.
209. Tichy A, Hosaka K, Yang Y, et al. Can a New HEMA-free Two-step Self-etch Adhesive Improve Dentin Bonding Durability and Marginal Adaptation? *J Adhes Dent.* 2021;23:505-12.
210. do Amaral RC, Stanislawczuk R, Zander-Grande C, et al. Active application improves the bonding performance of self-etch adhesives to dentin. *J Dent.* 2009;37:82-90.
211. Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, et al. Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Oper Dent.* 2014;39:489-99.
212. Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio AD. Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. *Oper Dent.* 2013;38:E1-e25.
213. Montes MA, de Goes MF, da Cunha MR, Soares AB. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. *J Dent.* 2001;29:435-41.
214. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. Effect of Bulk-filling on the Bonding Efficacy in Occlusal Class I Cavities. *J Adhes Dent.* 2016;18:119-24.
215. Demirbuga S, Ucar FI, Cayabatmaz M, et al. Microshear bond strength of preheated silorane- and methacrylate-based composite resins to dentin. *Scanning.* 2016;38:63-9.
216. Yumitate M, Mine A, Higashi M, et al. Effect of tooth temperature on the dentin bonding durability of a self-curing adhesives: The discrepancy between the laboratory setting and inside the mouth. *Dental Materials Journal.* 2022;advpub.
217. Kominami N, Shimada Y, Hosaka K, et al. The effect of flowable composite lining and dentin location on microtensile bond strength and internal fracture formation. *Dent Mater J.* 2019;38:798-805.
218. Ariyoshi M, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Influence of filling technique and curing mode on the bond strengths of composite cores to pulpal floor dentin. *Dent Mater J.* 2010;29:562-9.

8. BIOGRAFIJA

Vojislav Komlenić, rođen je 26.12.1990. god u Beogradu. Osnovnu školu i srednju Zubotehničku školu završio je u Beogradu. Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu upisao je školske 2009/2010 i diplomirao 2015. godine sa prosečnom ocenom 9,53. Obavio je obavezan pripravnički staž na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu i 2016. godine položio stručni ispit za doktora stomatologije. Školske 2016/2017 godine upisuje prvu godinu doktorskih akademskih studija. Odslušao je i položio sve ispite predviđene nastavnim planom i programom doktorskih studija, sa prosečnom ocenom 10,00. Dobitnik je stipendije "Dositeja", Fonda za mlade talente 2015. godine kao i stipendije za studente doktorskih akademskih studija, Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja. Učestvovao je na međunarodnim naučnim skupovima, autor je i koautor naučnih radova. Od 2020. godine zaposlen je na Klinici za bolesti zuba, Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu u zvanju saradnika u visokom obrazovanju.

Član je istraživačke grupe DentalNet. Takođe je prihvaćen za poziciju Young CED-IADR ambasadora 2020. godine.

1. **Komlenic V**, Miletic V. Effects of the light tip position on the degree of conversion and dentin bond strength of a universal adhesive. SRPSKI ARHIV ZA CELOKUPNO LEKARSTVO. 2021;149(3-4):149-54
2. Savic-Stankovic T, Karadzic B, **Komlenic V**, Stasic J, Petrovic V, Ilic J, Miletic V. Effects of whitening gels on color and surface properties of a microhybrid and nanohybrid composite. Dent Mater J. 2021 Dec 1;40(6):1380-1387.
3. Miletic V, Stasic JN, **Komlenic V**, Petrovic R. Multifactorial analysis of optical properties, sorption, and solubility of sculptable universal composites for enamel layering upon staining in colored beverages. J Esthet Restor Dent. 2021 Sep;33(6):943-952.
4. Petrovic V, Stasic JN, **Komlenic V**, Savic-Stankovic T, Latkovic M, Miletic V. Temperature changes in the pulp chamber induced by polymerization of resin-based dental restoratives following simulated direct pulp capping. Hemijska Industrija 2019;73:239-248.
5. **Komlenic V**, Tomic S, Milosevic M, Manojlovic D, Miletic V. Immediate microshear bond strength of a universal adhesive to dentin. J Dent Res 93(Spec Iss C):610 (PER/IADR), 2014 (www.iadr.org). PER/IADR, Dubrovnik, Croatia, 2014.
6. **Komlenic V**, Bajuk-Bogdanovic D, Miletic V. Conversion and Long-Term Bond Strength to Dentin of a Universal Adhesive. J Dent Res 96 (Spec Iss B): 268 (CED-IADR), 2017.(www.iadr.com) CED-IADR/NOF Oral Health Research Congress, Vienna, Austria, September 21-23,2017.
7. **Komlenic V**, Marjanovic J, Trifkovic B, Miletic V. Effect of finishing, polishing and staining on esthetic properties of resin-based composites. J Dent Res 94 (Spec Iss B): 519 (CED-IADR), 2015 (www.iadr.org). 47th CED-IADR Conference, Antalya, Turkey, October 14-17,2015.
8. Marjanovic J, **Komlenic V**, Manojlovic D, Trifkovic B, Jakovljevic N, Miletic V. Effect of enamel shade thickness and dentin shade base on optical properties of a BisGMA-based composite. J Dent Res 94 (Spec Iss B): 516 (CED-IADR), 2015 (www.iadr.org). 47th CED-IADR Conference, Antalya, Turkey, October 14-17,2015.

9. **Komlenic V**, Stasic J, Miletic V. Effect of Preheating and Modelling Instrument Temperature on Composite Cooling. J Dent Res 98 (Spec Iss B):0347 (CED-IADR), 2019 (www.iadr.org). CED-IADR/NOF, Madrid, Spain, September 19-21,2019.
10. **Vojislav Komlenić**, Danica Bajuk-Bogdanović, Jovana Stašić, Vesna Miletić. „Stepen konverzije tečnog kompozita u uslovima odstupanja od kliničkog protokola aplikacije kompozita“. 17 Kongres stomatologa Srbije-međunarodni kongres, Beograd, septembar 2018. godine. (usmena prezentacija)

Изјава о ауторству

Име и презиме аутора **Војислав Комленић**

Број индекса **4005/2016**

Изјављујем

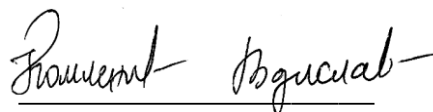
да је докторска дисертација под насловом

**УТИЦАЈ ВАРИЈАЦИЈА КЛИНИЧКЕ ПРИМЕНЕ АДХЕЗИВА И КОМПОЗИТА НА
КВАЛИТЕТ ПОЛИМЕРИЗАЦИЈЕ И ВЕЗУ СА ЗУБНИМ ТКИВИМА**

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

Потпис аутора

У Београду, _____



Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Војислав Комленић

Број индекса 4005/2016

Студијски програм Докторске академске студије

Наслов рада УТИЦАЈ ВАРИЈАЦИЈА КЛИНИЧКЕ ПРИМЕНЕ
АДХЕЗИВА И КОМПОЗИТА НА КВАЛИТЕТ
ПОЛИМЕРИЗАЦИЈЕ И ВЕЗУ СА ЗУБНИМ ТКИВИМА

Ментор Проф. др Весна Милетић; Доц. др Татјана Савић-
Станковић

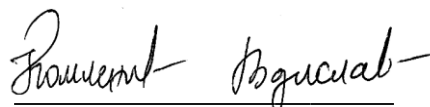
Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис аутора

У Београду, _____



Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

УТИЦАЈ ВАРИЈАЦИЈА КЛИНИЧКЕ ПРИМЕНЕ АДХЕЗИВА И КОМПОЗИТА НА КВАЛИТЕТ ПОЛИМЕРИЗАЦИЈЕ И ВЕЗУ СА ЗУБНИМ ТКИВИМА

која је моје ауторско дело.

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

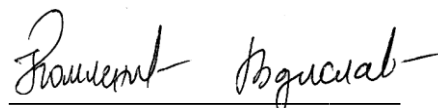
Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
- ③ Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци.
Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

Потпис аутора

У Београду, _____



1. **Ауторство.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. **Ауторство – некомерцијално.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. **Ауторство – некомерцијално – без прерада.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. **Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. **Ауторство – без прерада.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. **Ауторство – делити под истим условима.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.