



УНИВЕРЗИТЕТ У ПРИШТИНИ
СА ПРИВРЕМЕНИМ СЕДИШТЕМ У
КОСОВСКОЈ МИТРОВИЦИ
МЕДИЦИНСКИ ФАКУЛТЕТ

Дејан М. Перић

**УПОРЕДНА АНАЛИЗА ФИЗИЧКИХ
СВОЈСТАВА И КВАЛИТЕТА ВЕЗЕ СА
ЗУБНИМ ТКИВИМА „BULK-FILL“
КОМПОЗИТА У ОДНОСУ НА
УНИВЕРЗАЛНЕ КОМПОЗИТЕ**

Докторска дисертација

Косовска Митровица, 2017



UNIVERSITY OF PRISTINA
TEMPORARY SETTLED IN
KOSOVSKA MITROVICA

FACULTY OF MEDICINE

Dejan M. Perić

**COMPARATIVE ANALYSIS OF PHYSICAL
PROPERTIES AND THE QUALITY OF
ADHESIVE BONDING TO DENTAL TISSUES
OF „BULK-FILL“ AND UNIVERSAL
COMPOSITES**

Doctoral Dissertation

Kosovska Mitrovica, 2017

Ментор

Доц. др Весна Милетић

Стоматолошки факултет

Универзитет у Београду

Чланови комисије

Проф. др Милан Живковић

Медицински факултет

Приштина-Косовска Митровица

Универзитет у Приштини

**Др сци. Милош Милошевић,
виши научни сарадник**

Иновациони центар Машинског
факултета

Универзитет у Београду

Датум одбране

Рад посвећујем:

Луки и Лени

Захвалница

Да бих ову студију привео крају, били су ми неопходни савети и помоћ других особа и институција.

Срећан сам и поносан што сам за ментора имао доц. др Весну Милетић, која ме је својим саветима и великим стручним и научним искуством на пољу научно-истраживачког рада, водила од тренутка одабира теме дисертације, до њене финализације. Због свега сам јој неизмерно захвалан.

Велику захвалност дугујем проф. др Милану Живковићу за подршку и стручне савете које ми је пружао у току израде ове студије.

Др Ђорђу Блануши такође дугујем велику захвалност за техничку подршку и помоћ да овај рад приведем крају.

Др сци. Милошу Милошевићу и доц. др Ненаду Митровићу са Машинског факултета, др сци. Јовани Ружић са Института за нуклеарна истраживања у Винчи и доц. др Стеви Левићу са Пољопривредног факултета, велико хвала за помоћ, разумевање и активно учешће у извођењу експеримената, чиме су значајно допринели квалитету и вредности овог рада.

Колективу Клинике за стоматологију, а посебно колегама са Одељења за болести зуба, захваљујем што су ме искрено подржавали и веровали у оно што радим.

Током израде овог рада, део терета све време је носила и уз мене била моја породица. Хвала јој за подршку, љубав и сигурност који су ми били неопходни за стварање.

Сажетак

„Bulk-fill“ композити су настали из потребе да се рестауративна процедура што више поједностави, а клиничко време рада за постављање испуна на бочним зубима скрати. Повећана транспарентност омогућава полимеризацију ових композита до дубине 4-5 mm. Међутим, намеће се питање да ли су конверзија и механичка својства „bulk-fill“ материјала измењеног састава компарабилна или боља у односу на конвенционалне композите. Осим тога, контракција веће количине материјала може представљати проблем који би могао утицати на маргинални интегритет испуна. Како у оквиру универзалних композита посебну подгрупу представљају тзв. ниско-контракциони композити, потребно је и ову подгрупу упоредити са „bulk-fill“ композитима.

Циљеви истраживања: 1) Одредити степен конверзије „bulk-fill“ композита у односу на универзалне, 2) Утврдити механичка својства „bulk-fill“ и универзалних композита, иницијално и након старења, 3) Испитати контракцију и померање „bulk-fill“ композита у односу на универзалне композите и 4) Одредити маргиналну адаптацију „bulk-fill“ и универзалних композита.

Материјал и методе. За извођење експеримената коришћено је 65 свеже екстрахованих молара са интактним круницама као и калупи стандардизованих димензија и облика. У студији су коришћени следећи композити: „bulk-fill“ композити Tetric EvoCeram Bulk Fill (TEC Bulk; Ivoclar Vivadent), Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (Filtek Bulk; 3M ESPE), GC everX Posterior (EverX; GC EUROPE) и гиомер Beautifil Bulk Restorative (Beautifil; SHOFU INC.), ниско-контракциони композит Kalore (Kalore; GC EUROPE), а као контроле су коришћени универзални композити Filtek Z250 (Z250; 3M ESPE) и Tetric EvoCeram (TEC; Ivoclar Vivadent). Адхезиви који су коришћени у студији су: Adhese Universal (Ivoclar Vivadent), Single Bond Universal (3M ESPE), GC G-aenial Bond (GC EUROPE), FL Bond II (SHOFU INC.). Коришћена је „self-etch“ и „total-etch“ техника апликације адхезива. Степен конверзије је одређиван помоћу микро-Раман спектроскопије. Мерење тврдоће је рађено методом по Vickers-у, а савојна чврстоћа је прорачунавана савијањем узорка у три тачке, на универзалном мерачу силе. Контракција и померање су испитивани методом корелације дигиталних слика

помоћу две дигиталне камере уз помоћ специјализованог софтвера (ARAMIS 2M). Микроцурење је испитивано методом пасивног продора боје 50%-тним раствором сребро нитрата. Добијени подаци су обрађени једнофакторском анализом варијансе (ANOVA) са Tukey post-hoc тестом за испитивање међугрупних разлика. Где је било неопходно, због одступања података од нормалне дистрибуције или неједнаких варијанси, рађена је одговарајућа трансформација података. Поређење оклузалног и гингивалног продора боје за сваки композит урађено је помоћу *t*-теста за зависне узорке са Bonferroni корекцијом. Степен поузданости за све тестове је износио 0,05.

Резултати. Највећи степен конверзије су имали Filtek Bulk, EverX и Z250, а најмањи Kalore. Степен конверзије се кретао између 50 и 70%. Осим микрохбридног композита Z250, сви остали композити су после држања у алкохолу имали повећан степен конверзије. Највеће повећање је уочено код Beautifil-а (10,3%) и контролног ТЕС-а (8,5%). Највећу тврдоћу по Vickers-у иницијално, 24 h и 48 h након потапања у апсолутни алкохол имао је композит Z250, а потом композити Filtek Bulk, Beautifil и EverX. Због излуживања неизреагованих мономера сви композити су показали одређен степен смањења тврдоће након потапања у апсолутни алкохол. Највећу савојну чврстоћу су имали Filtek Bulk и EverX, а најмању Kalore и ТЕС. Деформација испитиваних композита се кретала у опсегу 1-1,5%, изузев EverX-а чија је вредност деформације износила 2%. Померање је износило између 5 и 20 μm , осим за Filtek Bulk ТЕ чије се померање кретало до 30 μm . Испитујући микроцурење, код свих композита је добијен већи продор боје на гингивалном у односу на оклузални зид. Највећи продор боје оклузално показао је композит Z250, док је Beautifil показао највећи продор боје гингивално.

Закључак. На основу добијених резултата може се закључити да су испитивани „bulk-fill“ композити, укључујући гиомер композит, као и ниско-контракциони композит имали упоредиве вредности са контролним универзалним композитима. Од свих испитиваних композита, „bulk“ композит Filtek Bulk је показао најуравнотеженија својства.

Кључне речи. „Bulk-fill“ композити, ниско-контракциони композит, гиомер, степен конверзије, механичка својства, контракција, маргинална адаптација, излуживање.

Summary

Bulk-fill composites were created from the need to make the restorative procedure simpler and shorten the clinical working time required for posterior composite fillings. Increased translucency allows polymerization of these composites to a depth of 4-5 mm. However, the question arises whether the conversion and mechanical properties of bulk-fill materials with altered composition are comparable to conventional composites. In addition, polymerization shrinkage of material applied in greater quantity may potentially affect the marginal integrity of the restoration. The so-called low-shrinkage composites are generally considered a subgroup of universal composites, so it is necessary to include these materials in comparison to bulk-fill composites.

Research goals: 1) To compare the degree of conversion of bulk-fill to universal composites; 2) To evaluate the mechanical properties of bulk-fill and universal composites, initially and after artificial aging; 3) To analyze the polymerization shrinkage and displacement of bulk-fill composites in regard to universal composites and 4) To analyze marginal adaptation of bulk-fill and universal composites.

Material and methods. Sixty-five, freshly extracted, intact human molars and standardized plastic molds were used to perform the experiments. The following composites were used in the study: bulk-fill composites- Tetric EvoCeram Bulk Fill (TEC Bulk; Ivoclar Vivadent), Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (Filtek Bulk; 3M ESPE), GC everX Posterior (EverX; GC EUROPE) and giomer Bulk Beautifil Restorative (Beautifil; SHOFU INC.), a low- shrinkage composite- Kalore (Kalore; GC Europe), and universal composites- Filtek Z250 (Z250; 3M ESPE) and Tetric EvoCeram (TEC; Ivoclar Vivadent) were used as control groups. Adhesives Adhese Universal (Ivoclar Vivadent), Single Bond Universal (3M ESPE), GC G-aenial Bond (GC EUROPE) and FL Bond II (SHOFU INC.) were used in the respective experiments. The "self-etch" and "total-etch" adhesive application protocols were used as per manufacturers' instructions. The degree of conversion was determined using micro-Raman spectroscopy. Hardness was determined using a Vickers hardness testing machine. Flexural strength was measured in a three-point bending setup using a universal testing machine. Polymerization shrinkage and displacement were quantified using a digital image correlation method with two digital cameras and a specialized software (ARAMIS 2M). Microleakage was tested using

passive dye penetration of 50% solution of silver nitrate. The obtained data were statistically analyzed using analyses of variance (ANOVA) with Tukey's post-hoc test for inter-group differences. Where it was necessary, due to deviations from normal data distribution or unequal variances, the appropriate data transformation was performed. Comparison of the occlusal and gingival dye penetration values for each composite was done using paired t-test for dependent samples with Bonferroni correction. The level of significance for all tests was set at 0.05.

Results. Filtek Bulk, EverX and Z250 showed the highest degree of conversion, and Kalore showed the lowest. The degree of conversion ranged between 50 and 70%. Except the micro-hybrid composite Z250, all the other composites had increased degree of conversion after alcohol storage. The greatest increase was observed in Beautifil (10.3%) and in the control material TEC (8.5%). The highest values of Vickers hardness were recorded for Filtek Bulk and EverX, and the lowest values were obtained for Kalore and TEC. Polymerization shrinkage of the tested composites varied in the range of 1-1.5%, with the exception of EverX with shrinkage values of about 2%. Displacement ranged between 5 and 20 μm , except for Filtek Bulk TE whose displacement was up to 30 μm . Examining microleakage, greater dye penetration was found along the gingival than occlusal wall in all of the tested composites. Composite Z250 showed the greatest occlusal dye penetration, while Beautifil showed the greatest gingival dye penetration.

Conclusion. Based on these results it can be concluded that the tested bulk-fill composites, including giomer, as well as the low-shrinkage composite were comparable to the control universal composites. Of all the tested composites, the bulk-fill composite Filtek Bulk showed the most balanced properties.

Key words. Bulk-fill composite, low-shrinkage composite, giomer, degree of conversion, mechanical properties, shrinkage, marginal adaptation, elution.

Садржај

1. Увод	1
1.1. Развој композитних материјала	2
1.2. Састав композита	3
1.3. Подела композита.....	4
1.4. „Bulk-fill“ композити	5
1.5. Универзални ниско-контракциони композити.....	11
2. Преглед литературе	14
2.1. Својства „bulk-fill“ и универзалних композита.....	14
2.1.1. Степен конверзије	14
2.1.2. Полимеризациона контракција и контракциони напон.....	16
2.1.3. Микроцурење.....	19
2.1.4. Механичка својства.....	21
2.1.5. Биолошка својства.....	24
2.1.6. Оптичка својства	25
2.1.7. Клиничке студије	26
2.2. Методе за одређивање степена конверзије композита	30
2.3. Методе за утврђивање механичких својстава композита.....	31
2.4. Методе за мерење контракције и прорачун контракционог напона.....	31
2.4.1. Мерење контракције методом корелације дигиталних слика камерама.....	32
2.5. Методе за мерење микропропустљивости.....	32
3. Циљеви истраживања	33
4. Материјал и методе	34
4.1. Место и време истраживања	34
4.2. Материјали коришћени у истраживању.....	34
4.3. Поступак припреме зуба.....	37
4.4. Припрема узорака за одређивање степена конверзије и тврдоће по Vickers-у (HV)	38
4.5. Одређивање степена конверзије	40
4.6. Испитивање тврдоће по Vickers-у и одређивање густине полимерне мреже материјала	41
4.7. Припрема узорака за савојну чврстоћу	42

4.8.	Испитивање савојне чврстоће	42
4.9.	Припрема зуба за мерење контракције и померања.....	43
4.10.	Испитивање контракције и померања	44
4.11.	Испитивање микроцурења.....	45
4.12.	Статистичка анализа	48
5.	Резултати	50
5.1.	Степен конверзије испитиваних материјала.....	50
5.2.	Механичка својства материјала	52
5.2.1.	Испитивање тврдоће материјала.....	52
5.2.2.	Испитивање савојне чврстоће материјала.....	54
5.3.	Контракција и померање композита.....	55
5.4.	Микропропустљивост испитиваних композита	60
6.	Дискусија	65
6.1.	Дискусија материјала и метода.....	65
6.2.	Дискусија степена конверзије испитиваних материјала.....	67
6.3.	Дискусија механичких својстава материјала.....	70
6.3.1.	Дискусија тврдоће материјала	70
6.3.2.	Дискусија савојне чврстоће	73
6.4.	Дискусија контракције и померања композита	73
6.5.	Дискусија микропропустљивости испитиваних композита.....	76
7.	Закључци	79
	Литература	81

1. Увод

Данашња савремена стоматологија се заснива на функционалности, изванредној естетици и поједностављеној примени материјала за зубне испуне. Естетска стоматологија све чешће заузима примат над функционалном стоматологијом. Лепи зуби имају важну улогу у привлачности, али и у добром утиску посматрача па пацијенти очекују од својих стоматолога да им уз бржи и сигурнији рад врате леп осмех и функцију зубика користећи поуздане материјале.

Стално усавршавање композитних материјала доприноси проширивању индикација за њихову употребу нарочито на бочним зубима, бољем очувању зубних структура и постизању добрих естетских резултата у дужем временском периоду.

Композити представљају материјале избора за рестаурације како предњих, тако и бочних зуба. Међутим, контракција при полимеризацији и неусклађени коефицијент термичке експанзије са зубним ткивима основни су фактори који доводе до резидуалних напона на споју испуна и зуба, губитка маргиналног интегритета испуна, односно настанка микропукотине, пост-рестауративне осетљивости пулпе, а у каснијим фазама и до појаве маргиналне пребојености и секундарног каријеса.^{1,2} Сматра се да ће у будућности материјали који смањују волуметријску контракцију и унутрашњи напон остварити доминацију на тржишту.³

Проблем полимеризационог сакупљања и напона се покушава компензовати променом састава материјала (експандирајући мономери), променом у количини пунилаца, слојевитом техником постављања материјала у кавитет и оптималном полимеризацијом материјала.^{2,4} Треба нагласити да још увек није развијен композитни материјал код кога је полимеризациона контракција у потпуности елиминисана. Чак и код материјала који се класификују као ниско-контракциони композити (eng. „low-shrinkage“), полимеризациона контракција се креће око 1 – 2%.⁵ Доскорашња истраживања су била базирана на ојачању пунилаца који су смањивани да би настали материјали који су лакши и ефикаснији за полирање и отпорнији на хабање што је нарочито важно за материјале који се користе за

рестаурацију бочних зуба. Тренутна истраживања су више фокусирана на полимерном матриксу материјала, првенствено на развоју система са смањеном полимерizacionом контракцијом, а још важније, смањеним полимерizacionим контракционим напоном, као и да се произведу материјали који су самоадхезивни за зубно ткиво.⁶

1.1. Развој композитних материјала

Композитни материјали су у стручну праксу уведени шездесетих година прошлог века. Године 1951. швајцарски хемичар Oscar Hager први је развио диметакрилатни молекул који је дозвољавао унакрсно повезивање матрице. Од многобројних истраживача који су дали свој допринос у развоју композитних материјала треба истаћи три имена:

- Michael G. Buonocore, који је 1955. године предложио нагризање глеђне површине 85% ортофосфорном киселином у трајању од 2 минута да би се повећала адхезија смоластих рестауративних материјала на површину тврдих зубних структура.⁷
- Rafael L. Bowen је 1962. године развио композитну смолу као естетски рестауративни материјал (bisfenol A glicidil dimetakrilat, Bowen-ova smola или скраћено Bis-GMA). Bowen-ova смола је веома вискозна, конзистенције је меда и ограничава количину пунилаца који би јој се могли додати. Bowen је патентирао комбинацију Bis-GMA смоле и силианом третираних честица кварца, што представља основу већине композитних материјала. Комбинација метакрилне смоле и силанираних честица неорганских пунилаца и данас је основа већине композита на тржишту.⁸
- Nobuo Nakabayashi је дефинисао тзв. „хибридизацију дентина“ као примарни механизам адхезије. Он се састоји од нагризања дентина ортофосфорном киселином, инфилтрације мономера адхезива и следствене инкапсулације експонираних колагених влакана у нову структуру измењених својстава у односу на почетне компоненте- „хибридни слој“.⁹

1.2. Састав композита

Опште је прихваћено да композитни материјали представљају комбинацију најмање две хемијски различите супстанце које су међусобно нерастворљиве и које су обично комбиноване ради добијања материјала са бољим својствима од полазних компонената.

Дентални композити се састоје из три основне компоненте: органског матрикса, неорганских честица- пунилаца и средства које остварује хемијску везу између органског и неорганског дела- силан.

Основу органског матрикса чини Bowen-ова смола која се синтетише реакцијом између бисфенола А и глицидил-метакрилата. Пошто је Bis-GMA смола веома вискозна додају се модификатори вискозности да би се олакшало њено руковање, од којих су најчешћи: Bis EMA (бисфенол А етилметакрилат), EGDMA (етиленгликол диметакрилат), DEGDMA (диетиленгликол диметакрилат), TEGDMA (триетиленгликол диметакрилат), MMA (метил метакрилат). Процент смоле у композитним материјалима за различите денталне индикације креће се у опсегу 20 – 50%.

Као органска компонента код композитних материјала такође се користе: уретан-диметакрилат (UDMA), а од недавно и модификације UDMA, силоранско-оксирански и други мономери дугих ланаца одговорни за мању полимеризациону контракцију.

Органска компонента је углавном заслужна за недостатке композитних материјала. Полимеризациона контракција Bis-GMA мономера износи 5,2%, а за TEGDMA чак 12,5% што је значајно више у поређењу са контракцијом конвенционалних композита која износи 2 – 3%.¹⁰ Осим тога, чисте смоле су недовољно механички и хемијски отпорне за услове у усној дупљи. Ове недостатке органских компоненти компензују пуниоци.

Неорганске честице- пуниоци позитивно утичу на димензионалну стабилност у циљу смањења полимеризационе контракције и обезбеђују добра механичка својства композитних материјала.¹¹ У састав пунилаца улазе: кварц, силицијум, литијум-алуминијум-силикати, бор-силикатно стакло, баријумово стакло,

стронцијумово стакло, цирконија итд. Величина честица пунилаца се креће од 0,004 до 100 μm . Поред утицаја на полимеризациону контракцију, пуниоци смањују коефицијент термичке експанзије и повећавају тврдоћу композитних материјала.¹² Процент пунилаца у композитним материјалима је 50 – 80%.

Силан (епокси, винил и метил силани) остварује хемијску везу и смањује површински напон између неорганских пунилаца и органског матрикса. Силанизација пунилаца има позитиван утицај на очување хомогености структуре полимера, као и на отпорност и абразију.

Такође у састав композитних материјала улазе и иницијатори (камфорхинон, луцирин), акцелератори, стабилизатори и пигменти.

1.3. Подела композита

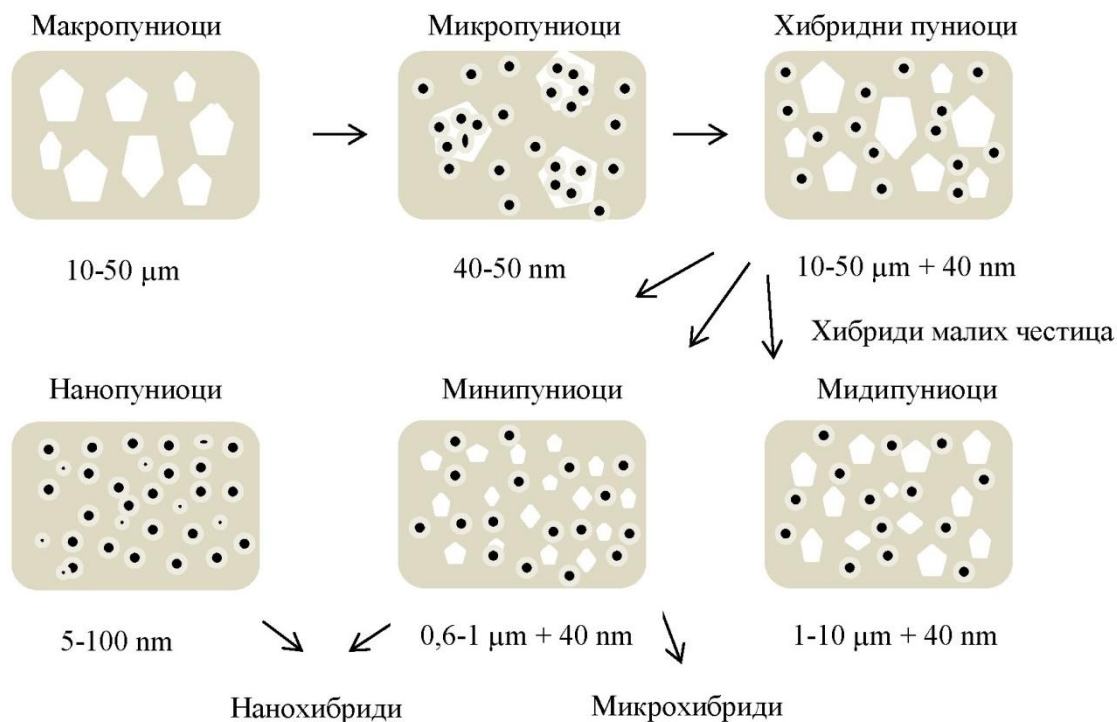
Постоји више подела композита, а најприхватљивија би била подела у односу на:

1. Конзистенцију,
2. Индикације/намену и
3. Величину честица пунилаца.

У односу на **конзистенцију** композити су подељени на: пастозне-високовискозне, паковане (eng. „packable“) и течне-нисковискозне.

Према **индикацијама** композитни материјали се деле на композите за: дефинитивне рестаурације, привремене рестаурације, подлоге и коректуре, заливање фисура и јамица и композите за цементирање.

У односу на **величину** и природу честица пунилаца, предложена је следећа класификација композитних материјала (Слика 1): композити са макропуниоцима, композити са микропуниоцима и композити са хибридном пуниоцима. Композити са хибридном пуниоцима се даље деле на: композите са миди пуниоцима, композите са мини пуниоцима и композите са нано пуниоцима.⁶



Слика 1. Класификација стоматолошких композитних материјала базирана на димензијама честица пунилаца. Адаптирано из Ferracane JL. Resin composite--state of the art. Dent Mater. 2011;27:29-38.

1.4. „Bulk-fill“ композити

Инкрементна техника апликације композита подразумева полимеризацију истих у слојевима не дебљим од 2 mm. Ограничење у дебљини слојева полимеризованог материјала проистиче из чињенице да се светлосна енергија којом се врши полимеризација значајно смањује са повећањем дебљине материјала.¹³ То подразумева да се код дубоких кавитета поставља и полимеризује већи број слојева композита што има за последицу повећану могућност грешке: неадекватну адаптацију материјала у подминираним зонама и уз зидове кавитета, контаминацију материјала, заостајање мехурића ваздуха између два слоја и др. Изазов за произвођаче је био да развију материјал који може да се користи у дебљим слојевима, а да не изгуби своје основне карактеристике, већ да их побољша. Тако су развијени „bulk-fill“ композити са повећаном дубином

полимеризације, побољшаном чврстоћом, физичким својствима и мањом контракцијом.⁴

Један од првих „bulk-fill“ композита на бази смола био је SureFil[®] SDR Flow (Dentsply International, York, PA, USA). На тржишту у Европи овај препарат се појавио фебруара 2011. године, под називом SDR (Dentsply International).

„Bulk-fill“ композити су намењени за рестаурацију бочних зуба у слојевима дебљине 4 – 5 mm. Инкрементну технику апликације композита у кавитет замењује тзв. „fast-track“ техника која користи поједностављене адхезивне системе у комбинацији са композитима смањене полимеризационе контракције и довољне механичке стабилности.¹⁴

Предност „bulk-fill“ композита у односу на универзалне (конвенционалне) који се користе у слојевима од по 2 mm јесте значајно скраћење клиничког радног времена. Кавитети дубине 4 – 5 mm се рестаурирају једним слојем материјала, док је за дубље кавитете неопходно мање слојева „bulk-fill“ него конвенционалних композита. Стоматолошке интервенције су временски знатно брже, а пацијенти проводе мање времена у столицама па је и сама рестаурација мање стресна по њих. Наравно, ови композити се могу користити и у слојевима од по 2 mm. „Bulk-fill“ композити су нашли велику примену и код тзв. атрауматског рестауративног третмана зуба. Овај вид третмана се примењује код пацијената код којих је отежан рад, па се ту могу убројати најмлађи пацијенти, као и пацијенти са посебним потребама.

Главна одлика композитних материјала уопште, несумњиво је висок естетски учинак. Од њихове појаве на тржишту до данас, произведен је и усавршаван огроман број различитих боја и нијанси у циљу што веће сличности са зубним ткивом. Код универзалних композита, поред најсличнијих нијанси боји зуба, постоје и посебне нијансе за дентин, за глеђ, као и транспарентне нијансе, на пр. за инцизалне површине фронталних зуба. Чак су произведене и „extra-bleach“ нијансе које се употребљавају код избељиваних зуба. Код „bulk-fill“ композитних материјала, избор боја је знатно смањен. Поједини материјали имају само једну универзалну нијансу, док други имају мањи број нијанси од универзалних композита. Међутим, то не представља контраиндикацију за примену ових

композита у постериорној регији пошто се веома добро уклапају у околна ткива. Напротив, то може бити предност јер терапеут не губи време са избором боје, а монохроматски испуни имају компарабилне естетске карактеристике као и мултихроматски испуни урађени техником слагања боја.

Постоје две врсте „bulk-fill“ композита (табела 1 и 2): течни- нисковискозни и пастозни- средње или високовискозни композити. **Течни** композити у рестауративним процедурама замењују дентин и не могу се користити за попуњавање читавог кавитета због својих инфериорних механичких својстава. Они захтевају да покровни слој буде израђен неким од универзалних или компатибилних пастозних „bulk-fill“ композита. Међутим, предности течних „bulk-fill“ композита су следеће: могу се користити из диспензера са малим отвором, па је тако знатно лакше апликовати их у кавитете који имају отежани приступ, могућност стварања слојевите структуре, висока флексибилност, што их чини постојанијим и у високостресним подручјима зуба. **Пастозни** композити се могу користити за надокнаду и дентина и глеђи те попуњавају читав кавитет дубине 4 – 5 mm.

Табела 1. Комерцијално доступни течни композити за „bulk“ технику апликације на бочним зубима.

Течни „bulk-fill“ композити (нисковискозни)			
Материјал	Произвођач	Максимална дебљина слоја	Напомене
SDR (Smart Dentin Replacement)	DENTSPLY DeTrey	4 mm	2 mm дебео покровни слој хибридног композита за латералне зубе, једна боја (универзална), 20 секунди полимеризације ако је интензитет лампе > 550 mW/cm ²
x-tra base	VOco	3 mm	2 mm дебео покровни слој хибридног композита за латералне зубе 2 боје (универзална, А2), 10 – 40 секунди полимеризације зависно од интензитета лампе
i-FLOW Bulk Fill	I- dental	4 mm	Светлосно полимеризујући композит, две нијансе (А2 и А3), полимеризација 10 – 20 секунди зависно од интензитета лампе.
Venus Bulk Fill	Heraeus Kulzer	4 mm	2 mm дебео покровни слој хибридног композита за латералне зубе, једна боја (универзална), 20 секунди полимеризације ако је интензитет лампе > 550 mW/cm ²
Beautiful-Bulk Flowable	SHOFU INC.	4 mm	Гиомер, заснован на ПРГ технологији, база за рестаурације I и II класе, лајнер код директних композитних рестаурација, рестаурација мањих бочних кавитета, две боје (дентин и универзал), полимеризација 10 – 20 секунди зависно од интензитета лампе
Filtek Bulk Fill Flowable	3M Espe	4 mm	2 mm дебео покровни слој хибридног композита за латералне зубе, 4 боје (универзална, А1, А2, А3), 10 – 40 секунди полимеризације зависно од интензитета лампе и боје

Табела 2. Комерцијално доступни пастозни композити за „bulk“ технику апликације на бочним зубима.

Пастозни (вискозни) „bulk-fill“ композити			
Материјал	Произвођач	Максимална дебљина слоја	Напомене
Tetric EvoCeram® Bulk Fill	Ivoclar Vivadent	4 mm	Нанохибридни композит са могућношћу моделовања, 3 универзалне боје (IVA, IVB, IVW), 10 – 20 секунди полимеризације зависно од интензитета лампе
Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative	3M	4 – 5 mm	Нанохибридни композит са могућношћу моделовања, 5 боја (A1, A2, A3, B1 и C2), 20 – 40 секунди полимеризације зависно од интензитета лампе
x-tra fil	VOCO	4 mm	Хибридни композит са могућношћу моделовања, 1 универзална боја, 10 – 20 секунди полимеризације зависно од интензитета лампе
GC everX Posterior	GC EUROPE	4 mm	Влакном појачани bulk-fill композит за надокнаду дентина, 1 боја, 2 mm дебео покровни слој универзалног композита за латералне зубе, 9 – 20 секунди полимеризације зависно од интензитета лампе
QuiXfil	DENTSPLY DeTrey	4 mm	Хибридни композит са могућношћу моделовања, 1 универзална боја, 10 – 20 секунди полимеризације зависно од интензитета лампе
Beautiful Bulk Restorative	SHOFU INC.	4 mm	Нанохибридни композит-гиомер са могућношћу моделовања, 2 боје (A и U), полимеризација 10 – 20 секунди зависно од интензитета лампе
SonicFill	Kerr+KaVo	5 mm	Нанохибридни композит са могућношћу моделовања, 4 боје (A1, A2, A3, B12), потребан посебан наставак за апликацију (KaVo Sonic Fill), тиксотропно својство (привремено смањење вискозности након ултразвучне активације SONICfill апликатором), 20 секунди полимеризације ако је интензитет лампе > 550 mW/cm ²

„Bulk-fill“ композити представљају светлосно-полимеризујуће композите чија полимеризација почиње излагањем материјала извору плаве светлости. Интензитет полимеризационе светлости у датој дубини кавитета, као и сам период полимеризације, представљају кључан фактор претварања мономера у полимер, што се директно односи на вредности механичких својстава „bulk-fill“ композитних

смола, њихову биокомпатибилност, као и стабилност саме боје испуна. Другачије речено, целокупан клинички успех рестаурације зуба овим композитима у великој мери зависи од саме полимеризације. При томе, врло је важно да и најдубљи слој материјала буде адекватно полимеризован. У супротном, лако долази до појаве нежељених ефеката, нпр. формирање маргиналног јаза, маргинално микроцурење, секундарни каријес, негативни ефекти на пулно ткиво итд.

Да би се омогућила добра полимеризација композита у дебљини слоја 4 – 5 mm потребно је повећати транспарентност материјала са једне и користити високо реактивне фотоиницијаторе са друге стране.¹⁵

Повећана транспаренција поред свог позитивног ефекта на олакшано продирање светла у дубље слојеве материјала и бржу полимеризацију доводи до лошијих естетских резултата. Испуни од високо-транспарентних материјала клинички изгледају сивкасти због одраза тамнине усне дупље. Међутим, мања полимеризациона контракција значи и мањи полимеризациони напон.^{16, 17} Јасно је да произвођачи морају постићи деликатан баланс у хемијској структури „bulk-fill“ композита, како би се постигао адекватан степен полимеризације у дебљем слоју и очувала (или унапредила) механичка својства уз задовољавајући естетски ефекат.

Ivoclar Vivadent је 2011. год. представио композит Tetric EvoCeram® Bulk Fill који користи фотоиницијатор Ivocerin™ који скраћује време полимеризације и повећава дубину продирања полимеризационог светла доводећи до полимеризације материјала до дубине од 4 mm. Ivocerin™ је као фотоиницијатор допунио најчешће коришћени камфорхинон који се налази и код универзалних композита. Овај иновативни појачивач полимеризације представља дериват бензоил германијума и поседује апсорпциони спектар сличан камфорхинону. Ivocerin™ чак показује побољшану квантну ефикасност због своје веће стопе апсорпције светлости у видљивом опсегу таласних дужина, а тиме и већу светлосну реактивност. Као резултат тога, чак и врло мало светла (фотони) може изазвати полимеризацију и на већој дубини кавитета. Предност Ivocerin™-а је и да у врло малој количини може да иницира полимеризацију дате количине „bulk-fill“ композита па његова жута боја неће у многоме утицати на естетику.¹⁸ Ivocerin™ својом активацијом формира два слободна радикала који су способни да започну

радикалску полимеризацију и чине га ефикаснијим активатором од камфорхинон-амин система који даје један радикал.

1.5. Универзални ниско-контракциони композити

Ниско-контракциони композити су се као подкласа универзалних композитних материјала на тржишту појавили средином 2000-их година (Табела 3). Ови материјали су резултат деценијског истраживања могућности да се полимеризациона контракција композита апликованих у слојевима од 2 mm ограничи или потпуно елиминише. У савременим ниско-контракционим композитима примењују се две основне технолошке стратегије и то, било појединачно, било комбиновано: (1) висок садржај пунилаца и (2) модификовани састав мономера.

У ниско-контракционим композитима са високим садржајем пунилаца има преко 80мас% ове неорганске фазе. Код неких се овај проценат креће и преко 90мас%, као што је Clearfil Majesty Posterior, Kuraray, Japan (92мас%). Овако висок проценат пунилаца постиже се варијацијом у величини честица како би се оптимизовала њихова дистрибуција.

Модификације састава мономера односе се на три могућности: (1) замену TEGDMA мономера Bis-ЕМА мономером; (2) додатак метакрилној органској фази мономера дугих ланаца и велике молекулске масе и (3) комплетно нови мономерни систем на бази силорана.

TEGDMA повећава контракцију у односу на нпр. Bis-ЕМА због веће густине двогубих угљеничних веза по јединици запремине.¹⁹ Због тога се за разблаживање густе Bis-GMA основе органског матрикса користе мономери мале вискозности и веће молекулске масе. За разлику од Bis-GMA, Bis-ЕМА не садржи хидроксилне групе, па не остварује водоничне везе због чега је и вискозност потоњег мономера знатно мања у поређењу са Bis-GMA. У композитној смеси Bis-ЕМА доприноси већем степену конверзије, али и мањој полимеризационој контракцији и

апсорпцији воде.²⁰ Пример ниско-контракционог композита у коме је примењен овај приступ је ELS (Saremco, Switzerland).

Недавно су патентирани нови мономери дугих ланаца и велике молекулске масе који се користе као умреживачки мономери у ниско-контракционим композитима, попут TCD-DI-HEA у Venus Diamond (Heraeus Kulzer, Germany), DX-511 у Kalore (GC, Japan) и Dimer Acid Dimethacrylate у N'Durance (Septodont, France). Захваљујући дугим ланцима ови мономери имају мањи проценат реактивних група по јединици запремине што је примарни фактор редуковане полимеризационе контракције.

Потпуно нови мономерни систем је примењен код ниско-контракционог композита Filtek Silorane (3M ESPE, USA). Силоран представља комбинацију силиксана и оксирана који дају робустан мултифункционални мономер са 4 реактивне групе. Отварање оксиранског прстена током катјонске полимеризације се сматра одговорним за смањену контракцију овог композита у поређењу са већим бројем других материјала.^{21, 22}

Табела 3. Ниско-контракциони композити са различитим стратегијама за редуkcију полимеризационе контракције.

Комерцијално доступни ниско-контракциони композити			
Материјал	Произвођач	Максимална дебљина слоја	Напомене
Clearfil Majesty™ Posterior	Kuraray	1.5 mm	Светлосно полимеризујући, нанохибридни композит намењен за постериорну регију. Производи се у 6 боја (A1, A2, A3, B2, E2, E3). Има побољшану површинску тврдоћу, високу отпорност на хабање и високу механичку снагу. Полимеризација 5 – 20 секунди зависно од интензитета лампе.
ELS	Saremco	2 mm	Светлосно полимеризујући, микрохибридни композит намењен за антериорну и постериорну регију. Одликује га изузетно низак степен контракције. Полимеризација 40 секунди са минималним интензитетом лампе од 500 mW/cm ² .
Venus Diamond	Heraeus Kulzer	2 mm	Нано-хибридни, универзални, ниско-контракциони композит. Користи се за израду директних и индиректних рестаурација. Производи се у следећим бојама (A1, A2, A3, A3.5, A4, OLC, OMC, CL, HKA2.5). Полимеризација 20 – 40 секунди зависно од интензитета лампе.
Kalore	GC	2 – 3 mm	Нано-хибридни, универзални, ниско-контракциони композит за израду директних рестаурација. 26 боја. Полимеризација 10 – 40 секунди зависно од интензитета лампе.
N'Durance	Septodont	2.5 mm	Светлосно полимеризујући, нано-хибридни, ниско-контракциони композит намењен за антериорну и постериорну регију. Више боја. Полимеризација 30 секунди са минималним интензитетом лампе од 500 mW/cm ² плус додатних 20 секунди из различитих праваца.
Filtek Silorane	3M ESPE	2.5 mm	Ниско-контракциони композит намењен за постериорну регију. Производи се у следећим бојама (A2, A3, B2, C2). Полимеризација 20 – 40 секунди зависно од интензитета лампе.

2. Преглед литературе

2.1. Својства „bulk-fill“ и универзалних композита

2.1.1. Степен конверзије

Степен конверзије изражава проценат двогубих C=C веза које се у процесу полимеризације претварају у једноструке C-C везе. Степен конверзије у клиничким условима креће се у опсегу 50 – 70%, што значи да у полимеру заостаје знатан проценат двогубих C=C веза. Око 10% чине неизреаговали мономери, док је остатак у виду двогубих C=C веза у оквиру самих полимерних ланаца. Неизреаговали мономери се могу ослободити (излужити) у пљувачку или дентински ликвор и штетно деловати на ткиво пулпе.²³ Максимално могућа или оптимална конверзија композитних материјала је кључна за задовољавајуће механичке перформансе материјала као и његову биокompatibilност. Постоји значајна корелација између побољшаних механичких карактеристика и повећаног степена конверзије композита.²⁴ Хемијска структура диметакрилатног мономера, концентрација фотоиницијатора као и спољашњи фактори који утичу на процес полимеризације су главни фактори који одређују степен конверзије материјала.²⁵

Alshali и сарадници су испитивали степен конверзије „bulk-fill“ композита у односу на универзалне композите, у два временска интервала. Крајње вредности степена конверзије „bulk-fill“ композита SureFil SDR и Venus Bulk-Fill су углавном биле упоредиве са контролним универзалним композитима. Хемијска структура смоле није имала негативан утицај на процес полимеризације у овим материјалима. Такође су закључили да су течни композити Grandioso flow, имали највећи степен конверзије од свих испитиваних материјала приписујући то високој концентрацији TEGDMA мономера.²⁶

Czasch и Iіe су поредили степен конверзије и механичка својства (микро и макро механичка) два нисковискозна „bulk-fill“ композита у „in vitro“ условима. Закључили су да постављање испуна у дебљини од 4 mm, уместо 2 mm и

полимеризација у трајању од 20 сек., уместо 40 сек., не утиче битно на степен конверзије ових композита као ни на њихове механичке особине.²⁷

Tarle и сарадници су испитивали утицај времена просветљавања на степен конверзије и микротврдоћу високовискозних „bulk-fill“ композита (Tetric EvoCeram Bulk Fill; x-tra fil; QuixFil; SonicFill) у односу на један универзални нанохибридни композит (Tetric EvoCeram). Композити су полимеризовани у трајању од 10, 20 и 30 сек., а параметри су мерени на дубини од 0 до 6 mm. „Bulk-fill“ композити су показали већи степен конверзије и већу тврдоћу у односу на контролни композит. На основу овог испитивања закључили су да 1) продужено време полимеризације доводи до увећања степена конверзије и микротврдоће, нарочито у дубљим слојевима, и 2) да без обзира на препоруке произвођача о минималном времену просветљавања (за испитиване композите), оно не би требало да буде краће од 30 сек.²⁸

Miletić и сарадници у свом истраживању су утврдили корелацију степена конверзије са тврдоћом по Vickers-у, као и транс lucенције са дужином просветљавања 5 „bulk-fill“ композита (Tetric EvoCeram Bulk Fill, SonicFill, SDR Smart Dentin Replacement, Xenius base (садашњи назив EverX Posterior, GC), Filtek Bulk Fill flowable и Tetric EvoCeram (контролни материјал)). Такође су закључили да је за течне „bulk-fill“ композите довољна полимеризација у трајању од 10 сек. ЛЕД лампом високог интензитета, док је за чврсте потребно најмање 20 сек. Такође се наводи да се за „bulk-fill“ композите не препоручује апликација у слојевима у дебљини од 6 mm.²⁹

Zorzin и сарадници су испитивали утицај продуженог времена полимеризације на степен конверзије, тврдоћу по Vickers-у, контракцију при полимеризацији и контракциони напон. Испитивани су следећи материјали: Filtek Bulk Fill (FBF, 3M ESPE, Germany), SDR (Dentsply, Germany), Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein), Venus Bulk Fill (Heraeus, Germany), X-traBase (Voco, Germany), Filtek Z250 (3MESPE) и Filtek Supreme XTE Flowable (3M ESPE). Продужено време полимеризације у трајању од 30 сек., препоручљиво је при употреби „bulk-fill“ композита јер позитивно утиче на испитиване параметре. Такође полимеризациона контракција и контракциони напон су нижи код „bulk-fill“ композита у односу на универзалне. Испитујући степен конверзије, композит

Z250 је показао значајно мање вредности на дубини од 4 mm у поређењу са површином узорка. Након додатне полимеризације (у односу на препоруку произвођача), такође се није јавила значајна разлика.³⁰

Време просветљавања несумљиво има значајан ефекат на степен конверзије. Durner и сар. и Frauscher и сар. су закључили да је адекватно време просветљавања (20 – 40 сек.), са адекватном јачином светлости, од пресудног значаја за успешну полимеризацију. Продужено просветљавање (више од 40 сек.) значајно повећава степен конверзије, док краће полимеризационо време (5 – 10 сек.) резултира смањењем степена конверзије.^{31, 32}

Al-Ahdal у свом истраживању тврди да степен конверзије и кинетички параметри „bulk-fill“ композита у великој мери зависе од њиховог састава када су време и начин полимеризације идентични.³³

Yu и сарадници су у свом истраживању испитивали степен конверзије и полимеризациону контракцију 2 „bulk-fill“ гиомера, 2 „bulk-fill“ композита и 3 универзална композита. Аутори су закључили да „bulk-fill“ композити нису хомогена група материјала. Њихов степен конверзије и полимеризациона контракција зависни су од њиховог састава и дубине полимеризације. Не би требало да се користе у слојевима дебљим од 4 mm зато што је степен конверзије неких од „bulk“ композита нижи у дубљим слојевима, па треба бити обазрив са њиховим коришћењем.³⁴

2.1.2. Полимеризациона контракција и контракциони напон

Полимеризација представља реакцију у којој долази до повезивања мономерних молекула у полимер. Полимеризација може бити активирана: 1) хемијски, настаје мешањем компоненти од којих једна садржи иницијатор, а друга активатор и 2) под утицајем светлости одговарајућег емисионог спектра.³⁵ Композитни материјали се полимеризују реакцијама: 1) радикалске полимеризације, пролазећи кроз 3 фазе- иницијације, пропагације и терминације или 2) конверзијом молекула мономера у полимерне макромолекуле унакрсним повезивањем (cross-linking), стварајући мрежу у којој су „заробљене“ честице неорганског пуниоца.^{36,37} То доводи до волуметријског сакупљања или

контракције. Пре полимеризације интермолекулска растојања (van der Waals-ове силе) између мономера износе 0,3 – 0,4 nm, да би се током процеса полимеризације интрамолекулска растојања ковалентних веза скратила на растојање од 0,154 nm, док су двоструке везе на међусобној удаљености од 0,019 nm.¹⁹ Уколико је слободна полимеризациона контракција онемогућена, због нпр. адхезивне везе композита и зубних ткива, долази до појаве напона који представља дејство сила по јединици површине.

Као и код универзалних композита, полимеризациона контракција представља један од главних проблема код „bulk-fill“ композита. Негативна својства композита често се везују за полимеризациону контракцију. Контракција „bulk-fill“ композита износи 2 – 3% са пратећим контракционим напоном од 1.7 – 2.4 МПа.³⁸ Нисковискозни „bulk-fill“ композити се више контрахују од високовискозних „bulk-fill“ композита.³⁹⁻⁴¹

Yongwen и сарадници су вршили поређење течних и чврстих „bulk-fill“ композита. Параметри који су испитивани су контракциони напон, степен конверзије и егзотерма (топлотна тачка). Истраживање показује да је контракциони напон био сличних вредности код обе групе материјала, односно да је код течних „bulk-fill“ композита био нешто нижи, у односу на чврсте. Степен конверзије код течних „bulk-fill“ композита је био незнатно већи, док је максимална топлотна тачка била дупло већа код течних „bulk-fill“ композита.⁴²

Park и сарадници су испитивали утицај различитих техника апликације материјала у кавитет на полимеризациону контракцију. “Bulk“ техника апликације композита дала је знатно више куспалне дефлексије него инкрементна техника апликације материјала, док није било значајне разлике између хоризонталне и косе технике апликације. Куспална дефлексija која је резултат полимеризационе контракције може да се смањи помоћу техника инкрементне апликације композита.⁴³

Даља истраживања композитних материјала су показала позитиван ефекат употребе течних композита као међувезних слојева за смањење полимеризационе контракције. У рестаурацији II класе где су коришћени „паковани“ (eng. packable, heavy-body) композити (Filtek P60) и композити са нано пунилом (Filtek Supreme

XT Universal Restorative), измерено је слабије микроцурење.⁴⁴ Као додатни позитивни ефекат сматра се да течни лајнери, због веће способности течења, смањују пост-рестауративну осетљивост и имају бољу адаптацију на денталну површину, него кад се користи комбинација адхезив-дентална смола.⁴⁵

Jin-Young Kim и сарадници су испитивали контракцију и контракциони напон као главне узрочнике који доводе до „одлепљивања“ испуна од површине зуба. Истраживање је обухватало два високовискозна и два нисковискозна „bulk-fill“ композита и по један високовискозни и нисковискозни универзални композит. Резултати показују да је контракциони напон био сличних вредности за све високовискозне композите, укључујући и „bulk-fill“ и универзалне, али да су те вредности биле значајно ниже од оних измерених за нисковискозне композите. Што се тиче могућности „одлепљивања“ композита од површине зуба, високовискозни „bulk-fill“ композити нису у предности у односу на високовискозне универзалне композите, док су нисковискозни „bulk-fill“ композити показали значајне предности у односу на нисковискозне универзалне композите.³⁸

Увођењем Siloran-а у састав композита покушао се решити проблем настанка полимеризационе контракције. Siloran се састоји из силоксанског језгра функционализованог оксиранским прстеновима чије отварање при полимеризацији надокнађује скраћивање дистанце између мономерних јединица.⁴⁶ Силоксански део је задужен за смањење полимеризационе контракције док оксирански повећава хидрофобно својство. Композити на бази Siloran-а имају полимеризациону контракцију око 1%.⁴⁷ По упутству произвођача, материјали засновани на силоранској технологији се углавном користе за препарације I и II класе, а полимеризација достиже дубину од 2,5 mm.

Kusgoz и сарадници су упоређујући Filtek™ Silorane са композитима на бази метакрилата доказали добро рубно затварање, маргиналну адаптацију и стабилну тврдоћу током времена, међутим, утврђена је нижа вредност степена конверзије и дубине полимеризације. Постоперативна осетљивост се јавила код свега 0,1% испитаника.⁴⁸ Burke и сарадници су процењујући 100 рестаурација израђених Filtek™ Silorane-ом добили задовољавајуће клиничке резултате представљене модификованим USPHS критеријумима.⁴⁹

Thalacker и сарадници упоређујући композите на бази Силорана са универзалним метакрилатним композитима приметили су боље рубно затварање, смањену количину микроцурења и мање померање квржица на споју композита са зубом у корист ниско-контракционих композита.⁵⁰

Palin и сарадници у свом истраживању закључују да ниско-контракциони композити показују смањену растворљивост у води, али и да слабије апсорбују воду.⁵¹

2.1.3. Микроцурење

Маргинални интегритет је од суштинског значаја за дуговечност испуна.⁵² Микроцурење се може дефинисати као клинички неоткривено продирање течности, бактерија, молекула или јона између зидова кавитета и испуна.⁵³ Као последица микроцурења јавља се маргинална дисколорација зуба, постоперативна осетљивост зуба, појава секундарног каријеса и на крају све то доводи до оштећења пулпо-дентинског комплекса.^{1, 54} Нагризање рубова глеђи киселином и увођење савремених адхезивних система у значајној мери је смањило проблем појаве микроцурења пошто идеално рубно затварање кавитета композитним испуном још увек не постоји. Поред адхезива, за испитивање микроцурења битну улогу имају врста и дизајн кавитета као и конфигурациони фактор.

Edson Alves Campos и сарадници су испитивали маргиналну адаптацију „bulk-fill“ и универзалних композита код кавитета II класе. Након апликације композита зуби су термо-механички оптерећивани. Истраживање је показало да универзални композити обезбеђују бољу маргиналну адаптацију од „bulk-fill“ композита, и да се лошија маргинална адаптација код свих испитиваних композита чешће јавља у пределу дентина него у пределу глеђи.⁵⁵

Roggendorf је са сарадницима испитивао квалитет маргиналне адаптације, пре и после термо-механичког оптерећивања, SDR композитних смола и универзалних композита. SDR системи су апликовани у кавитет у дебљини од 4 mm, а преко је постављан неки од универзалних композита истог произвођача у дебљини од 2 mm стандардном слојевитом техником. Коришћени су самоупријезујући „self-etch“ и

тотално нагризајући „total-etch/etch-and-rinse” адхезивни системи. Ова студија је показала да је могућа примена поједностављене технике од 4 mm SDR композитне смоле као отворене сендвич технике у кавитетима дубљим од 6 mm. SDR композитни систем ни у једној комбинацији са универзалним композитима није показао повећан степен појаве микропукотина, али ни недостатак адхезивних перформанси у погледу рубног затварања и унутрашње адаптације у поређењу са универзалним композитима. Такође, коришћење SDR композитних смола у слојевима од 4 mm нема негативан утицај на јачину везе материјала за глеђ и дентин.⁵⁶

„Bulk-fill“ композит SonicFill (Kerr) се поставља у кавитет соничном активацијом помоћу SonicFill ручног инструмента пре фотополимеризације. Ова сонична активација смањује вискозност материјала и омогућује бољу маргиналну адаптацију, према произвођачу. Поред тога, произвођач наводи да је полимеризација од 20 сек. довољна да композит може бити апликован у дебљини од 5 mm. Међутим, само је једна студија потврдила ове препоруке.⁵⁷ Са друге стране, многе студије истичу да овај начин рада није препоручљив.^{16, 41} Ilie и Stark саветују минималну енергију од 47.03 J/cm^2 (1176 mW/cm^2 за 40 сек.) за полимеризацију овог материјала како би се постигле његове адекватне механичке особине, као што су отпорност на савијање и микротврдоћа, наравно, при дебљини од 5 mm.⁵⁸ Неколико студија је истраживало маргиналну адаптацију SonicFill композитног материјала и истиче се да овај „bulk-fill“ композит не обезбеђује бољу маргиналну адаптацију од осталих конвенционалних композита.^{16, 55} Gama и сарадници, испитујући маргиналну адаптацију овог композита (МОД кавитети), потврдили су да без обзира на технику полимеризације највеће микроцурење се јавило на гингивалном зиду.⁵⁹

Arslan и сарадници су тестирали течни „bulk-fill“ композит (SDR, Dentsply, Konstanz, Germany), који су постављали у виду подлоге код рестаурација кавитета V класе на екстрахованим трећим моларима. Групе зуба су подељене на три подгрупе, у зависности од материјала који је коришћен као подлога- група 1 (без подлоге, контролна група), група 2 (Aelite Flo LV, нисковискозни микрохбридни композит) и група 3 (SDR, Dentsply, Konstanz, Germany). У закључку се наводи да

комбинација „bulk-fill“ композита у виду подлоге у комбинацији са универзалним композитом не редукује микропропустљивост.⁶⁰

2.1.4. Механичка својства

Механичка својства представљају способност композитних испуна да се одупру силама које на њих делују и доводе до различитих деформација. На ова својства највећи утицај има заступљеност пунилаца, као и њихова способност да се преко силана повежу са матриksom. У најважнија механичка својства композитних материјала спадају: чврстоћа, тврдоћа, жилавост, еластичност и абразивност.²³

Papadogiannis и сарадници су испитивали механичка својства (Young-ов модул еластичности, модул смицања и пузање) и степен конверзије течних и пастозних „bulk-fill“ композита. Материјали су тестирани у сувој и влажним срединама на различитим температурама. Течни композитни материјали су генерално имали лошија механичка својства и већу деградацију у влажној средини него чврсти композити. Течни композити су показали знатно мањи модул смицања од оног који поседује дентин, за разлику од осталих испитиваних композита чији је модул смицања био ближи вредностима модула смицања дентина. Степен пузања течних „bulk-fill“ композита био је већи у поређењу са чврстим композитима, али је примећено да се он смањило након наношења два слоја течних композита. Испитивање је такође показало да су највећи степен конверзије имали композити који у свом саставу нису имали Bis-GMA.⁶¹

Испитујући тврдоћу по Vickers-у, дубину полимеризације и степен конверзије два „bulk-fill“ композита на бази смоле, Ilie и сарадници су установили да је високовискозни композит x-tra base показао супериорнија механичка својства од нисковискозног Tetric EvoCeram Bulk Fill композита онда када су оба материјала просветљавана директно (без дистанце), док су им вредности механичких својстава биле сличне када је извор светлости био на удаљености од 7 mm. Дубина полимеризације је била нешто већа код x-tra base, пошто овај материјал има већу транслуценцију, али му је степен конверзије био нижи. Клинички значај овог истраживања је у томе што показује да се очвршћавање композита мења у зависности од услова у којима се врши просветљавање и да добијени резултати за

различите клиничке услове истраживања се могу разликовати од оних који су добијени у идеалним условима.⁶²

Manhart у свом истраживању доказује да су физичка својства „bulk-fill“ композита упоредива са својствима обичних светлосно полимеризујућих композита. Уз правилну примену, рубно затварање „bulk-fill“ композита је упоредиво са универзалним „слојевитим“ композитним испунима. „Bulk-fill“ композитима у комбинацији са одговарајућим адхезивним системом се може постићи веома добро заптивање у пределу дна кавитета што је веома важно за избегавање постоперативне преосетљивости.¹⁷

Lerginse и сарадници су испитивали физичко-механичка својства већине тренутно доступних „bulk-fill“ композита у односу на два универзална нано хибридна композита. Испитивани су: степен конверзије помоћу Раман спектроскопије, модул еластичности, отпорност на савијање и тврдоћа по Vickers-у. Механичка својства „bulk-fill“ композита су слабија у поређењу са универзалним композитима и у најбољем случају могу се поредити са течним композитима. Ови аутори сматрају да су смањено време рада и олакшано руковање „bulk-fill“ композитима јасне предности ове групе композитних материјала, али да треба бити опрезан у коришћењу поменутих композита на бочним зубима због оклузалног оптерећања којем су ови зуби изложени. Поред тога, значајан пад у површинској тврдоћи „bulk-fill“ композита након складиштења у етанолу повећава забринутост у погледу дуготрајне стабилности ових испуна и указује да је боље спречити директан контакт ових материјала са средином усне дупље, што наравно смањује њихову употребну вредност.⁶³

Rosatto је са сарадницима упоређивао механичка својства, контракциони напон, куспални напор и отпорност на фрактуру „bulk-fill“ композита у односу на универзалне. Чврстоћа „bulk-fill“ композита је била мања у поређењу са универзалним композитима, али су зуби рестаурирани „bulk-fill“ композитима имали већу отпорност на лом у односу на универзалне композите. Резултати генерално показују да течни „bulk-fill“ композити поседују слабија механичка својства од пастозних, али и да су „bulk-fill“ композити показали слабија механичка својства у односу на универзалне.⁶⁴

Jasmina Bijelić-Donova и сарадници су своје истраживање базирали на упоређивању механичких карактеристика влакном ојачаних композита са универзалним и једним „bulk-fill“ композитом. Влакном ојачани композити су показали супериорна механичка својства у односу на остале испитиване композите. Геометрија (дужина, оријентација) влакана је имала утицај на својства испитиваних композита.⁶⁵

Сличне резултате у свом истраживању су добили и Tsujimoto и сарадници. Они су закључили да су влакном ојачани композити поуздан материјал за рестаурацију зуба који су изложени великом оптерећењу.⁶⁶ И Abouelleil са својим истраживачима је закључио да влакнима ојачан композит everX posterior је супериорнији у односу на „bulk-fill“ композите у погледу отпорности на лом, савитљивост, као и да поседује знатно већу тврдоћу.⁶⁷

Monterubbianesi је са сарадницима испитивао механичке и спектроскопске карактеристике једног нисковискозног „bulk-fill“ композита SureFil SDR (Smart Dentin Replacement, Dentsply Caulk, Milford, DE, USA), једног средњевискозног FillUp!TM (ColtèneWhaledentAG, Altstätten, Switzerland), и три високовискозна „bulk-fill“ композита FiltekTM Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE, StPaul MN, USA), SonicFillTM (Kerr Corp. Orange, CA, USA) и SonicFill 2TM (Kerr Corp. Orange, CA, USA). Параметри који су праћени су степен конверзије и тврдоћа по Vickers-у. Други циљ је био оцењивање перформанси две полимеризационе лампе (Elipar S10 (3M ESPE), 1200 mW/cm², 430 – 480 nm и Demi Ultra (Kerr Corp.), 1100 – 1330 mW/cm², 450 – 470 nm) на два узорка композита при полимеризационом процесу. Наведени аутори су закључили да не постоји корелација између степена конверзије и тврдоће по Vickers-у. Тестирани композити су показали задовољавајући степен конверзије на врху и дну испуна. SDR је показао високе вредности степена конверзије када је полимеризован и са једном и са другом лампом. SonicFill системи, нарочито SonicFill 2, је показао одличне резултате степена конверзије и имао је највише вредности. Што се тиче тврдоће по Vickers-у, постоје статистички значајне разлике међу испитиваним материјалима. Најниже вредности је имао SDR, што говори у прилог препоруци произвођача да му је неопходан покровни слој. У складу са литературом, више вредности су

идентификоване за FillUp!. Задовољавајуће вредности тврдоће по Vickers-у су регистроване код SonicFill-a, а највише код SonicFill 2.⁶⁸

2.1.5. Биолошка својства

Композити су практично нерастворљиви у оралним течностима, међутим, токсичност мономера нам указује да треба бити обазрив у руковању са овим материјалима. И поред тога што композити имају низак степен иритантности и токсичности, произвођачи препоручују постављање изолационе подлоге испод ових испуна, да би се ризик од евентуалног штетног дејства на пулпу свео на минимум.³⁵

Механичка и биолошка својства композитних смола су повезана. Конкретно, степен конверзије пропорционално опада са дужином (дебљином) светлосно полимеризујућих материјала. Енергија полимеризационе светлости опада проласком кроз композитни материјал због феномена расипања светлости (због величине честица пунилаца и индекса преламања на честицама пунилаца). Смањење степена конверзије доводи до повећаног излуживања мономера са могућим токсичним деловањем на пулпу зуба, али доводи и до смањене тврдоће.^{26,}
69

Marigo и сарадници испитујући цитотоксичност „bulk-fill“ композита Surefil SDR *flow* (SDR) и три универзална течна композита: Venus Diamond Flow (VDF), FiltexSupreme XTE Flowable (XTE) и Enamelplus HRi Flow (HRI) покушали су повезати цитотоксичност са степеном конверзије. Цитотоксичност свих испитиваних материјала је била ниска (5 – 10%). Детектована је врло ниска вредност мономера, што иде у прилог ниској цитотоксичности. Када се дебелина материјала повећава, долази до статистички значајно веће концентрације цурења мономера (изузев за SDR), али и то повећање је незнатно са аспекта могуће цитотоксичности. Аутори закључују да су сви материјали показали ниску цитотоксичност независно од њихових вредности степена конверзије. SDR је показао бољу полимеризацију на дубини од 4 mm од осталих композита, али и код њих, иако је дошло до већег ослобађања мономера, то ипак није било више цитотоксично на пулпу зуба.⁷⁰

2.1.6. Оптичка својства

Циљ сваке стоматолошке интервенције је да се зубима врати што природнији изглед и то је један од предуслова за успешан стоматолошки третман. У оптичка својства зубних испуна спадају: боја, транслуценција, флуоресценција и опалесценција.

Боја је психофизички феномен индукован ексцитацијом фотосензитивних рецептора у оку услед интеракције са светлосним сигналом који се одбија од површине објекта, те боја зуба и композита зависи и од ока посматрача. **Транслуценција** је карактеристично својство глеђи да пропушта светлост која се при проласку кроз глеђ расипа. **Опалесценција** је својство глеђи да у пропуштеној светлости поприма жућкасто-црвенкасту боју, а у одбијеној светлости плавичасту боју која се уочава у пределу инцизалне ивице где глеђ није подупрта дентином. **Флуоресценција** је карактеристично својство дентина које потиче од органске компоненте (колагена). Флуоресценција долази до изражаја при излагању UV светлости када зуби имају карактеристичну белу боју.²³

Композити треба да имитирају естетске карактеристике природних зуба, да поседују стабилност боје и да током целог живота не дође до промена на њима. Међутим, композити су склони промени боје јер бивају изложени утицају пљувачке, хране и пићима, па се као један од главних разлога промене композитног испуна наводи и неслагање боје са зубом на коме је постављен.^{71, 72}

Иницијална боја композита зависи од састава мономера, пунилаца и садржаја фотоиницијатора. Међутим, стабилност боје није одређена само саставом материјала и завршном обрадом и полирањем, већ је и под утицајем прехранбених навика пацијента, као и временом током кога се композитни испуни излажу бојама из хране и пића.^{71, 73, 74}

Манојловић и сарадници су у свом истаживању поредили конвенционалне (Bis-GMA) са ниско-контракционим мономером, као и композите који имају камфорхинон као фотоиницијатор са онима који поседују Луцирин ТРО. Параметри који су поређени су боја, транслуценција и стабилност боје након потапања у различитим растворима за бојење. Боја и транслуценција су мерене уз помоћ посебних спектрофотометара. Резултати показују да су композитне смоле на

бази FIT мономера значајно светлије од оних на бази Bis-GMA. Фотоиницијатори нису имали утицај на основну боју. У свим растворима, изузев воде, вредности промене боје су биле значајно веће за композите на бази FIT мономера у односу на оне на бази Bis-GMA. Значајно мања транслуценција је забележена код композита који су као фотоиницијатор имали камфорхинон, у односу на оне који су поседовали луцирин. Композити који су имали Луцирин су показали знатно стабилнију боју. Закључак ове студије је да на боју и транслуценцију конвенционалних и ниско-контракционих композита утиче тип мономера, али не и врста фотоиницијатора. Иницијално светлији композити на бази FIT мономера су показали већу склоност ка пребојавању од иницијално тамнијих композита на бази Bis-GMA.⁷⁵

Abdelraouf и Habib испитујући естетско уклапање „bulk-fill“ композита универзалне нијансе на природне зубе, закључили су да ови композити заиста јесу добро решење пошто неки од њих поседују и камелеон ефекат-способност да своју боју приближе боји зуба на који су апликовани. Међутим, како поседују и високу транслуценцију, треба их избегавати на предњим зубима јер може доћи до рефлексије боја оралне шупљине, иако боја композита одговара боји природних зуба.⁷⁶

Shamszadeh је са сарадницима испитивао стабилност боје универзалног композита Tetric EvoCeram и „bulk-fill“ композита Tetric EvoCeram Bulk Fill. Истраживање је показало да „bulk-fill“ композити имају слабију стабилност боје од универзалних, али да је њихова стабилност боје већа уколико се апликују у дебљем слоју (у слоју од 4 mm).⁷⁷

2.1.7. Клиничке студије

Стални развој композитних испуна и усавршавање адхезивних система допринело је да се композити користе за рестаурације постериорних зуба и да су готово у потпуности потиснули амалгам. „Bulk-fill“ композити су још и скратили време постављања испуна тако да уз сва њихова позитивна својства постоје и сви предуслови да се ови композитни системи користе за рестаурацију зуба постериорне регије. Међутим, да би ова врста испуна била препоручена као добра

за дужи временски период потребно је урадити многа испитивања и клиничке студије које ће показати како су се композити показали у пракси.

Ваурактар и сарадници су вршили клиничко праћење три различита типа „bulk-fill“ композита на кавитетима II класе током једне године. Универзални постериорни хибридни композит је коришћен као контролна група. У истраживању је учествовало 50 пацијената, са просеком година од $25,8 \pm 7,49$. Критеријуми за укључивање пацијената у студију били су: потреба за најмање 4 постериорна испуна, да рестаурирани зуби буду у оклузији, да зуби буду витални и без симптома, нормалан статус пародонцијума, средња величина кавитета, да гингивални зид буде изнад цементно-глеђне границе и да пацијенти буду доступни.

Да би се могућност грешке свела на минимум све препарације и рестаурације је урадио један стоматолог. Урађено је 200 рестаурација (4 рестаурације по пацијенту), сличних величина и облика. У кавитетима где је то било потребно коришћен је калцијум хидроксид (Dycal; Dentsply, Milford, DE, USA). Сваком пацијенту је урађена по једна рестаурација нанохибридним композитом Clearfil Photo Posterior (CPP) (Kuraray, Okayama, Japan), а остале три „bulk-fill“ композитима: Filtek Bulk-Fill Flowable Restorative (FBF) (3M ESPE, St Paul, MN, USA) plus Filtek P60 (3M ESPE, USA), Tetric EvoCeram Bulk-Fill (TBF) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Sonic Fill (SF) (Kawo Sonic Fill System; Kerr, Orange, CA, USA). Адхезиви су коришћени по препоруци произвођача. Код свих композита је примењена идентична полимеризација ЛЕД лампом. Све рестаурације су праћене током 1 недеље, 6 месеци и једне године. Праћени параметри су: ретенција, стабилност боје, маргинална дисколорација, маргинална адаптација, секундарни каријес, површинска текстура, анатомски облик и постоперативна осетљивост.

Након 6 месеци, прегледано је 46 пацијената (92%). Након 12 месеци, прегледана су 43 пацијента (86%). На почетку (после недељу дана), није пронађена разлика ни по једном критеријуму за све 4 групе материјала, изузев за постоперативну осетљивост (CPP је имао постоперативну хиперосетљивост у 6%, што није статистички значајно). Након 6 месеци, уочена је разлика једино у критеријуму маргиналне дисколорације и постоперативне осетљивости. TBF и SF су показали боље резултате у односу на остале у погледу маргиналне дисколорације, али није било статистички значајне разлике међу групама

материјала. У погледу постоперативне осетљивости, FBF се показао лошијим у односу на остале, али значајне разлике такође није било. Након 12 месеци, FBF је био лошији у погледу ретенције, маргиналне дисколорације, маргиналне адаптације, стабилности боје и постоперативне осетљивости у односу на остале групе, али није било статистички значајне разлике међу 4 групе материјала. SF се показао супериорнијим у односу на остале у погледу анатомског облика и секундарног каријеса, али такође није постојала статистички значајна разлика. Свих 5 секундарних каријеса је нађено на моларима, ни један на премоларима, што је статистички значајан податак. TBF, CPP и SF су показали боље вредности у погледу стабилности боје у односу на FBF, али без статистички значајне разлике. Резултати показују и да није постојала статистички значајна разлика између периода од недељу дана, 6 месеци и 12 месеци међу испитаним групама. И на крају, ови аутори сматрају да су „bulk-fill“ композити добро решење јер се нису показали лошијим у односу на универзалне композите.⁷⁸

Van Dijken и Pallesen су кроз своју тро- и петогодишњу клиничку студију испитивали трајност рестаурација кавитета I и II класе течним „bulk-fill“ композитом SDR (Dentsply/DeTrey, Konstanz, Germany). Поређење је вршено са нанохибридним композитом Ceram X mono+ (Dentsply/ DeTrey; садашњи назив Ceram X).

Пацијенти који су учествовали у студији су припадали свим групама у погледу парафункционалних навика, склоности ка каријесу као и стању пародонцијума, како би се стекла што јаснија слика стања у популацији глобално. Разлози за третман били су: примарне и секундарне каријесне лезије, фрактуре, стари испуни и естетски разлози. Сваки пацијент је добијао две или четири рестаурације сличне по величини и дубини, како би се могло извршити и поређење у сваком појединачном случају. Парови кавитета код сваког појединачног пацијента су насумично рестаурирани експерименталним и контролним материјалом, по претходно направљеном плану рестаурирања. Коришћен је адхезив препоручен од стране произвођача. Експериментални кавитети су рестаурирани течним „bulk-fill“ композитом у дебљини од 4 mm, а затим прекривени оклузално слојем нанохибридног композита у дебљини од 2 mm. Контролни кавитети су рестаурирани нанохибридним композитом инкрементном

техником у дебљини слојева од по 2 mm. Све рестаурације су биле у оклузији и у контакту апроксимално са бар једним суседним зубом. Табела 4 приказује дистрибуцију експерименталних зуба укључених у студију.

Табела 4. Табеларни приказ зуба укључених у студију (*van Dijken JW, Pallesen U. Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. Journal of dentistry. 2016;51:29-35.*).

Површине	Мандибула		Максила		Укупно
	Премолари	Молари	Премолари	Молари	
Прва класа	2	25	13	36	76
Друга класа	33	40	19	32	124
Укупно	35	65	32	68	200

У студији су праћени следећи параметри: анатомски облик, маргинална адаптација, маргинална дисколорација, храпавост површине, подудараче боје и присуство секундарног каријеса по модификованом USPHS критеријуму према van Dijken-у 1986.

Резултати трогодишње студије: постоперативна осетљивост се није јавила ни на једном зубу. Током три године, праћено је 196 рестаурација, од којих су 74 биле I класе, а 122 су биле II класе. Било је 7 неуспешних рестаурација (3,6%), од којих су 4 биле рестаурације комбинацијом „bulk-fill“ композита и нанохибрида, а 3 нанохибридом и све су биле II класе. Главни разлог је била фрактура зуба, а затим фрактура самог испуна. Закључује се да је „bulk-fill“ композит показао задовољавајуће резултате након трогодишњег клиничког праћења јер се годишња стопа неуспеха није битно разликовала од оне за нанохибридни композит.⁷⁹

Резултати петогодишње студије: испитане су 183 рестаурације, 68 I класа и 115 II класа. 10 рестаурација (5.5%), све II класе, биле су неуспешне (4 „bulk-fill“ са нанохибридом, а 6 само нанохибрид). Све прве класе су биле успешне. Забележена су 3 дефекта, 2 мање пукотине и једна порозна рестаурација. За све параметре, није постојала значајна разлика између контролне и експерименталне групе испуна. 7 од 10 неуспешних рестаурација је регистровано код жена. 6 од 8 фрактура (и квржица и испуна) регистровано је код особа са бруксизмом. Сматра се да су рестаурације зуба „bulk-fill“ композитом током 5 година клинички

прихватљиве јер је стопа годишњег неуспеха слична са ранијим истраживањима и поредива са универзалним композитом. Главни неуспех рестаурација представља фрактура квржица, без обзира на начин апликације композита, што се такође поклапа са ранијим истраживањима.⁸⁰

2.2. Методе за одређивање степена конверзије композита

Степен конверзије се може одредити уз помоћ спектрофотометријске анализе, мери се апсорпција електромагнетног зрачења у функцији одређене таласне дужине. Спектрофотометријска анализа представља поуздану методу за одређивање степена конверзије. Апсорпциони спектар сваког тестираног материјала је дефинисан мерењем интензитета светлости који је доспео до детектора без проласка кроз узорак и поређењем те вредности са интензитетом светлости која је стигла до детектора након проласка кроз узорак.⁸¹ Композити представљају активне оптичке компоненте пошто садрже пуниоце (честице различитих величина) који узрокују расипање светлости. Степен апсорпције светлосне енергије композита зависи од процентуалног односа неорганске и органске компоненте материјала, величине честица пуниоца као и њиховог облика.⁸²⁻⁸⁴

Висок степен конверзије одређује добре механичке особине, хемијску стабилност и дуготрајност испуна.⁸⁵ За мерење степена конверзије се користе различите методе: 1) директне- *micro Raman* спектроскопија, инфрацрвена спектроскопија- FTIR у блиском (NIR) и средњем (MIR) инфрацрвеном подручју, у циљу промена односа алифатичних/ароматичних двогубих веза и 2) индиректне методе- тврдоћа, савојна чврстоћа и модул еластичности.

2.3. Методе за утврђивање механичких својстава композита

Тврдоћа представља мерење отпора којим се материјал супротставља продирању утискивача. Постоји 5 метода за испитивање тврдоће: 1) тврдоћа по Brinell-у, 2) тврдоћа по Кноор-у, 3) тврдоћа по Rokvel-у, 4) тврдоћа по Vickers-у и 5) тврдоћа по Shore-у. Тврдоћа деналних композита се најчешће мери по Vickers-у, а изражава Vickers-овим бројем за тврдоћу, који се добија из силе притиска четвоространог дијамантског шиљка утиснутог у површину материјала. Тврдоћа се рачуна као број килограма потребних да настане удубљење од 1 mm^2 (kg/mm^2).

Компресивна чврстоћа се мери регистрацијом максималне достигнуте силе на горњу равну површину сваког узорка при настанку фрактуре. За испитивања се користе универзалне хидрауличне тест машине.

Савојна чврстоћа се по препоруци ISO 4049:2000 стандарда мери на универзалном мерачу силе (брзина упирача $1 \text{ mm}/\text{min}$.), савијањем у три тачке са размаком између ослонца 20 mm .

2.4. Методе за мерење контракције и прорачун контракционог напона

Постоји доста метода за мерење полимеризационе контракције. Оне се могу поделити на контактне и безконтактне. У контактне методе спадају: мерење контракције живиним дилатометром⁸⁶, мерним тракама⁸⁷, линеарно варијабилним диференцијалним трансформерима⁸⁸ и метода везаног диска⁸⁹. Контактне методе могу довести до настанка додатних гравитационих или адхезивних сила, а последица тога је деформација материјала и пре полимеризације.⁹⁰ У безконтактне методе спадају ласерско скенирање⁹¹, видео снимање⁹² и корелација дигиталних слика⁹³. Како само име каже, код ових метода нема контакта између материјала и мерног медијума.

У последње време контракција се може мерити и микро-компјутеризованом томографијом (μCT), праћењем рендген контрастних маркера у материјалу. Ова метода пружа податке о пољу унутрашњег деформитета у току контракције полимера. Веома је прецизна и недеструктивна, али често захтева доста времена за извођење.⁹⁴

2.4.1. Мерење контракције методом корелације дигиталних слика камерама

Метода дигиталне корелације слика је безконтактна метода за мерење димензионалне стабилности испуна која се изводи уз помоћ две дигиталне камере и специјализованог софтвера. Узорци испитиваних композита се прскају финим слојем црне и беле боје да би се добиле референтне тачке које ће се пратити (сликати) пре и после полимеризације. Сlike које се добијају знатно пре него кад се испитивање ради са μ СТ, уводе се у специјални софтвер за израчунавање оптерећења по теорији von Mises-a (контракција и померање). Поређење дигиталних слика омогућава: 1) добијање информација о контракцији у три димензије и 2) разликовање зона јачег и слабијег скупљања и померања.⁹⁵

2.5. Методе за мерење микропропустљивости

Постоји више техника за мерење микропропустљивости на споју испуна са зубним ткивом. Најчешће примењивана је техника пасивног продора боје. Ова метода је захвална за рад пошто се једноставно изводи, а резултати су поуздани и могу се поредити са резултатима других истраживања. За бојење зуба се користе следећи препарати: 2% метиленско плаво, 5% еозин, базични фуксин, флуоресцентне боје, 50% сребро-нитрат и др. Након потапања зуба у одређени препарат долази до продора боје на месту где се налази микропукотина односно где је дошло до губитка маргиналног интегритета испуна. Резултати се најчешће читавају на микроскопу са одговарајућим увећањем, припремом и посматрањем одговарајућих препарата. Недостатак методе пасивног продора боје јесте чињеница да је величина честица боје мања од молекула бактеријских токсина, па добијени резултати дају лошију слику у поређењу са клиничком ситуацијом.⁹⁶ Такође се за мерење микропропустљивости могу користити скенирајућа електронска микроскопија (SEM), радиоактивни изотопи, бактеријске, електрохемијске студије и др.⁹⁷

3. Циљеви истраживања

У овом истраживању су постављени следећи циљеви:

1. Одредити степен конверзије „bulk-fill“ композита у односу на универзалне,
2. Утврдити механичка својства „bulk-fill“ и универзалних композита, иницијално и након старења,
3. Испитати контракцију и померање „bulk-fill“ композита у односу на универзалне композите,
4. Одредити маргиналну адаптацију „bulk-fill“ и универзалних композита (појава микроцурења).

Сходно горе наведеним циљевима постављене су следеће нулте хипотезе:

1. Нема статистички значајне разлике у степену конверзије „bulk-fill“ у односу на универзалне композите,
2. Нема статистички значајне разлике у механичким својствима „bulk-fill“ и универзалних композита, иницијално и након старења,
3. Нема статистички значајне разлике у контракцији и померању „bulk-fill“ у односу на универзалне композите,
4. Нема статистички значајне разлике у маргиналној адаптацији „bulk-fill“ и универзалних композита.

4. Материјал и методе

4.1. Место и време истраживања

Комплетно истраживање, укључујући преглед литературних података, припрему и анализу екстрахованих зуба, спроведено је у периоду 2014/16. године у следећим установама:

- Медицински факултет Универзитета у Приштини са седиштем у Косовској Митровици
 - Одељење за болести зуба стоматолошке клинике,
- Иновациони центар Машинског факултета Универзитета у Београду,
- Пољопривредни факултет Универзитета у Београду,
- Институт за нуклеарне науке „Винча“ Универзитета у Београду.

4.2. Материјали коришћени у истраживању

Табела 5 показује материјале који су коришћени у овом истраживању као и њихов састав, препоручену дебљину слоја за полимеризацију као и време просветљавања одговарајућим извором светлости.

Табела 5. Материјал коришћен у истраживању

Материјал (и скраћеница)	Произвођач	Тип	Састав	Препоручена дебљина-на слоја	Време полимеризације и светлосни извор
Tetric EvoCeram Bulk Fill (TEC Bulk)	Ivoclar Vivadent	Нано-хибридни, „bulk-fill” композит	Bisfenol A-diglicidil dimetakrilat (BisGMA), uretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol A-polietilen glikol dieter dimetakrilat (BisEMA), punioci barijumuluminosilikatno staklo, iterbium fluorid i mešoviti oksidi, prepolimeri, aditivi, inicijatori, stabilizatori, pigmenti, fotoinicijator Ivocerin.	4 mm	20 sec. ≥ 500 mW/cm ² 10 sec. ≥ 1000 mW/cm ²
Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (Filtek Bulk)	3M ESPE	„Bulk- fill” композит са нано пунилом	Aromatični uretan dimetakrilat, iterbijum trifluorid (YbF ₃), diuretan dimetakrilat (UDMA), silan zasićen silikom, keramikom i cirkonijom 1,12-dodekan dimetakrilat (DDDMA), voda, modifikovani metakrilatni monomer, etil 4-dimetil aminobenzoat (EDMAB), benzotriazol, titanijum dioksid	4 – 5 mm	40 sec. 550 – 1000 mW/ cm ² 20 sec. 1000 – 2000 mW/cm ²
Beautifil Bulk Restorative (Beautifil)	SHOFU INC.	„Bulk- fill” композит, гиомер	Bisfenol A-glicidil dimetakrilat (BisGMA), uretan dimetakrilat (UDMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), Bis-MPEPP, S-PRG (predpolimerizacioni punioci), fluoroboraluminosilikatno staklo, inicijatori, pigmenti i dr.	4 mm	20 sec. ≥ 500 mW/cm ² 10 sec. ≥ 1000 mW/cm ²
GC everX Posterior (EverX)	GC EUROPE	Влакном појачани „bulk- fill” композит	Bis-GMA, trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), Silikon dioksid, barijumovo staklo, staklena vlakna, polimetilmetakrilat, foto inicijator	4 mm	20 sec. 700 mW/cm ² 10 sec. > 1200 mW/cm ² 9 sec. 2000 mW/cm ²
Kalore (Kalore)	GC EUROPE	Нано-хибридни, ниско- контракциони композит	Uretan dimetakrilat (UDMA), dimetakrilatni komonomeri, DX-511 monomer, fluoroaluminosilikatno staklo, prepolimerizacioni punioci (modifikovano stroncijumovo staklo, lantanoid fluorid), silikon dioksid, fotoinicijatori, pigmenti	2 mm 3 mm	20 sec. 700 mW/cm ² 10 sec. 1200 mW/cm ² 40 sec. 700 mW/cm ² 20 sec. 1200 mW/cm ²
Tetric EvoCeram (TEC)	Ivoclar Vivadent	Нано-хибридни, универзални композит	Bisfenol A-diglicidil etar dimetakrilat (BisGMA), uretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol A-polietilen glikol dieter dimetakrilat	2 mm	20 sec. ≥ 500 mW/cm ² 10 sec. ≥ 1000 mW/cm ²

			(BisEMA), punioci barijumskog stakla, iterbijum trifluorida i mešovutih oksida, prepolimeri, aditivi, katalizatori, stabilizatori, pigmenti		
Filtek Z250 (Z250)	3M ESPE	Микро-хбридни, универзални композит	Bisfenol A-diglicidil etar dimetakrilat (BisGMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), diuretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol A-polietilen glikol dieter dimetakrilat (BisEMA6), aluminijum oksid, benzotriazol, etil 4-dimetil aminobenzoat (EDMAB), punioci, inicijatori, stabilizatori, pigmenti	2,5 mm	> 400 mW/cm ²
Adhese Universal	Ivoclar Vivadent	Једнокомпонетни и самонагризајући светлосно полимеризујући адхезив	2- hidroksietil metakrilat, Bisfenol A-diglicidil etar dimetakrilat (BisGMA), etanol, 1,10-dekandiol dimetakrilat, Metakrilovani estri fosorne kiseline, Kamforhinon, 2- dimetilaminoetil metakrilat, kamforhinon	Апликација адхезива 20 sec. Посушивање	10 sec. ≥ 500 mW/cm ²
Single Bond Universal	3M ESPE	Једнокомпонентни универзални светлосно полимеризујући адхезив	MPD fosfatni monomer, dimetakrilatne smole, 2- hidroksietil metakrilat (HEMA), vitrebond kopolimer, fileri, etanol, voda, inicijatori, silan	Апликација адхезива 20 sec. Посушивање 5 sec.	20 sec.
GC G-aenial Bond	GC EUROPE	Једнокомпонентни самонагризајући светлосно полимеризујући адхезив	Aceton, 2-hidroksi-1,3 dimet-akriloksi-propan, metakriloloksidecil dihidrogen fosfat, 2,2'-etilen-dioksi-dietil dimetalkrilat, difenil(2,4,6-trimetilbenzoil)fosfinski oksid, 2,6-di-terc-butyl-p-kresol	Апликација адхезива 10 sec. Посушивање 5 sec.	10 sec. ≥ 700 mW/cm ² 5 sec. 1200 mW/cm ² 3 sec. 2000 mW/cm ²
FL Bond II	SHOFU INC.	Двокомпонентни и самонагризајући светлосно полимеризујући адхезив	2-hidroksi etil metakrilat, čestice stakla, UDMA, TEGDMA i drugo	Апликација прајмера 10 sec. Посушивање 5 sec. Апликација Бонда	10 sec. Халогена лампа 5 sec. LED лампа

4.3. Поступак припреме зуба

За извођење екперимената у овој дисертацији коришћено је 65 свеже екстрахованих молара са интактним круницама. Употребу зуба коришћених у овој студији одобрио је Етички комитет Медицинског факултета у Приштини са седиштем у Косовској Митровици, одлуком број 05-1600 од 24.09.2014. године. Након екстракције, зуби су очишћени од крви, плака и меког ткива скалпелом, четкицом и обичном водом. До самог извођења експеримента зуби су чувани у 0,1% раствору тимола на температури од +4 °С. Пре извођења експеримента коренови зуба су улагани у гипсане калупе, нешто испод глеђно-цементне границе, ради лакше манипулације и постављања у помоћни прибор. Помоћу машине IsoMet 4000 (Buehler, Lake Bluff, IL, USA.) при брзини од 1000 обр/мин. и брзине кретања сечива од 7,1 mm/min, са свих зуба су одсечене гризне површине (квржице) да би се добила равна дентинска површина. Инспекцијом уз помоћ лупе је проверено присуство евентуално заостале глеђи на добијеној равној површини у ком случају је иста уклоњена абразивном хартијом. Препарација кавитета на апроксималним површинама зуба урађена је помоћу турбине са воденим хлађењем и фисурног цилиндричног дијамантског сврдла. Од стране истог оператера, да би се могућност грешке смањила на минимум, на мезијалној и дисталној страни сваког зуба урађене су „слот“ (сандучасте) препарације, димензија 4 × 2 × 4 mm. Дно кавитета се завршавало у дентину испод глеђно-цементне границе. Дно кавитета, унутрашње ивице и углови су заобљени у „адхезивном стилу“ (Слика 2).



Слика 2. Припрема зуба за експерименте

4.4. Припрема узорака за одређивање степена конверзије и тврдоће по Vickers-у (HV)

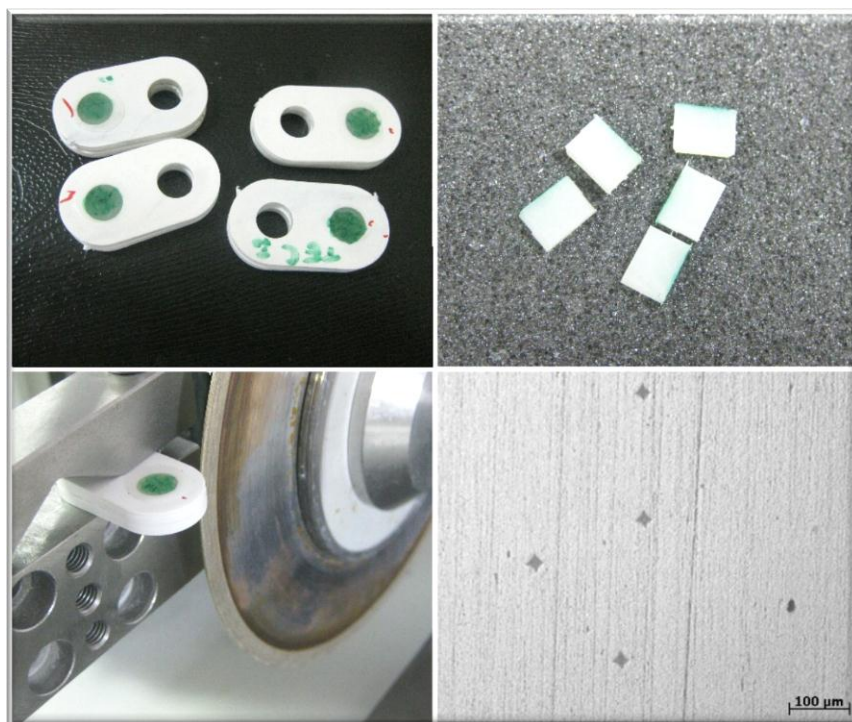
За одређивање степена конверзије и испитивање тврдоће материјала коришћене су две врсте калупа дискоидног облика. Први су имали висину 2 mm, а други 4 mm, док је унутрашњи пречник и код једних и код других био 5 mm. Сви калупи су стављани на целулоидну трачицу, а потом на стаклену плочицу. Након апликације материјала у калуп, на горњој страни је поново стављена целулоидна трачица, а вишак материјала је истиснут притискањем стакленом плочицом. Горња

стаклена плочица је уклоњена и узорци су полимеризовани по 40 секунди са растојања од 1 mm које је обезбеђено граничником. За полимеризацију је коришћена ЛЕД лампа интензитета 800 mW/cm^2 (LEdition).

Композити коришћени у овим екпериментима су подељени у 7 група. У свакој групи се налазило по 5 узорака. У прве 3 групе (Z250, ТЕС i Kalore) композити су улагани у пластичне дискоидне калупе димензија: 2 mm висине и 5 mm унутрашњег пречника. Преостала 4 композита (ТЕС Bulk, Filtek Bulk, EverX i Beautifil) су улагана у калупе 4 mm висине и 5 mm унутрашњег пречника.

Сви узорци за одређивање степена конверзије након вађења из калупа су исполирани са доње непросветљене стране и наредна 24 h су чувани на сувом, на температури од 37°C .

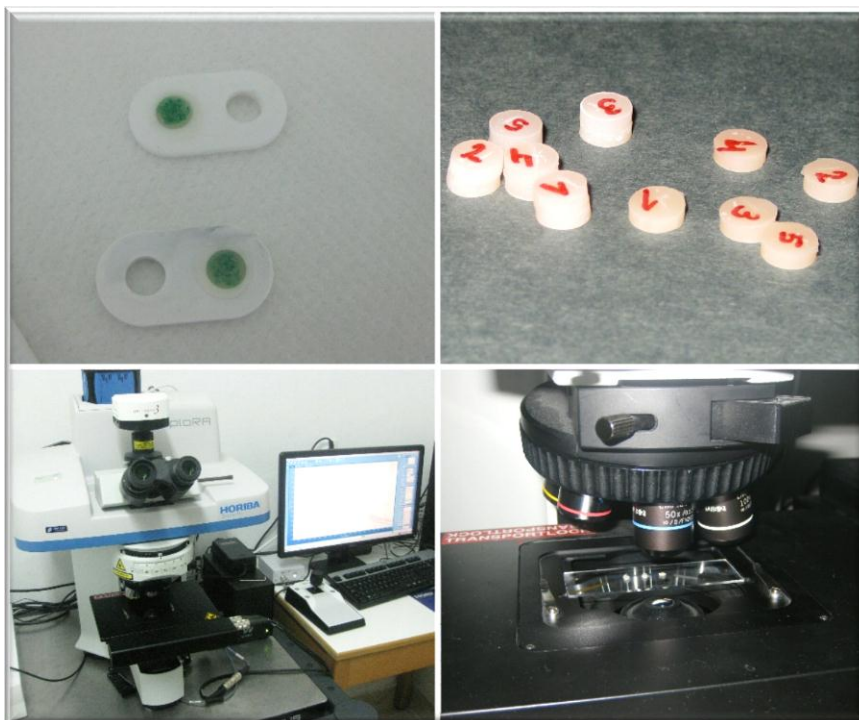
Помоћу машине Isomet 4000 на свим узорцима за одређивање тврдоће су одсецане бочне стране да би се добиле правоугаоне плочице (Слика 3). Узорци су пре почетка мерења остављени 24 h у инкубатору на температури од 37°C .



Слика 3. Одређивање тврдоће по Vickers-у

4.5. Одређивање степена конверзије

Степен конверзије (degree of conversion, DC) је одређиван помоћу микро-Раман спектроскопије (XploRA Raman spectrometer, Horiba Jobin Yvon). Мерења су рађена са доње, непросветљене стране сваког узорка. Услови снимања: Ласер таласне дужине 785 nm, спектрометар 1200 gr/mm, време аквизиције 10 секунди, број акумулација 5, објектив 50 × LWD (слика 4). Неполимеризовани композитни материјал је коришћен као референтни за одређивање степена конверзије.



Слика 4. Одређивање степена конверзије помоћу микро-Раман спектроскопије

Степен конверзије је израчунат по формули:

$$DC = (1 - R_{pol}/R_{nepol}) \cdot 100\%$$

DC означава степен конверзије, R однос интензитета спектралних таласа који одговарају двоструким угљеничним везама (1640 cm^{-1}) и ароматичним везама (1610 cm^{-1}) код полимеризованог (R_{pol}) и неполимеризованог материјала (R_{nepol}).

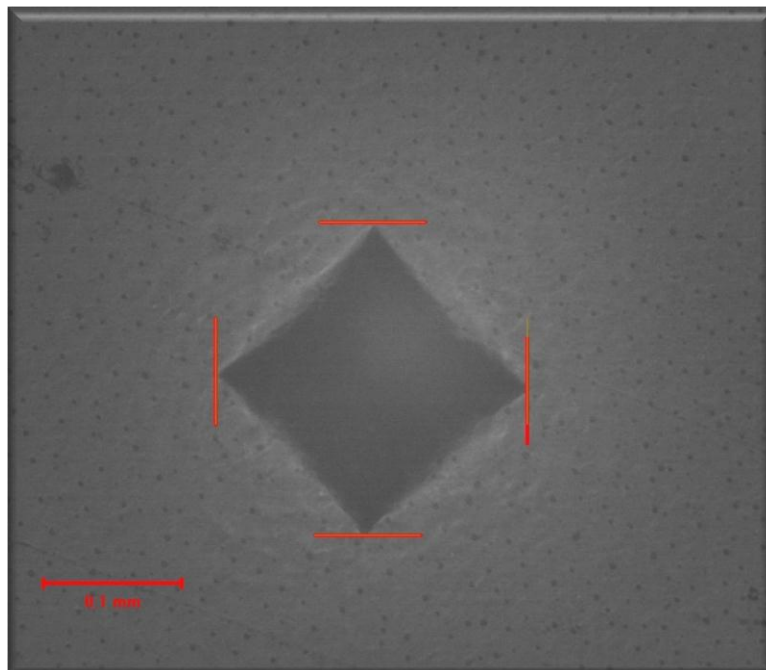
Иницијално мерење је вршено 24 h након полимеризације. За сваки узорак су рађена мерења у 3 тачке. Након тога су узорци потопљени у апсолутни алкохол и на собној температури чувани су наредних 48 h. Поновно мерење је такође рађено у 3 тачке на сваком узорку.

4.6. Испитивање тврдоће по Vickers-у и одређивање густине полимерне мреже материјала

Мерење тврдоће

Мерење тврдоће по Vickers-у је рађено помоћу утискивача облика четворостране пирамиде на HV тест машини (Buehler Indentament 1100 series, Buehler, Lake Bluff, IL), применом 50 g оптерећења током 20 секунди. Утискивач на површини испитиваног материјала даје ромб (слика 5), чијим мерењем површине (A) и потисне силе утискивања (F) је омогућено израчунати тврдоћу по Vickers-у.

$$HV = F/A$$



Слика 5. Мерење површине отиска утискивача по Vickers-у у узорку композита

Најпре је урађено иницијално мерење тврдоће, за узорке висине 2 mm у 5, а за узорке висине 4 mm у 9 вертикалних тачака, идући од прве тачке која је била најближа извору светлости до последње која је била најудаљенија од ЛЕД лампе. Потом су сви испитивани материјали потапани у апсолутни алкохол и поновна мерења су рађена после 24 h односно 48 h. Процена густине полимерне мреже композита се врши компарацијом тврдоће узорка пре и после потапања у апсолутни етанол.

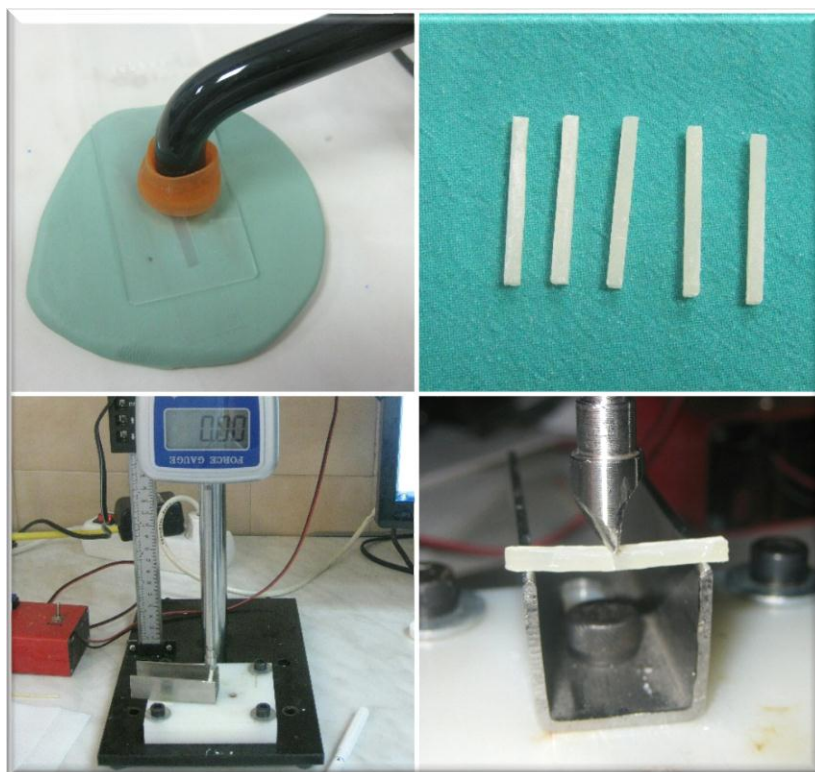
4.7. Припрема узорака за савојну чврстоћу

Поштујући ISO стандард 4049:2000 направљени су силиконски калупи димензија $2 \times 2 \times 25$ mm. Након што је калуп испуњен композитним материјалом водећи рачуна да су сви ћошкови попуњени и да није заостало негде слободног ваздуха, постављена је целулоидна трачица, а потом стаклена плочица дебљине 1 mm којом је истиснут вишак материјала. Полимеризација је вршена кроз стаклену плочицу 3×40 секунди ЛЕД лампом интензитета 800 mW/cm^2 (LEdition), прво по средини па на оба краја. Четврто просветљавање је рађено без стаклене плочице идући од једног до другог краја узорка током трајања светлосне полимеризације (40 секунди).

За испитивање савојне чврстоће узорке смо такође поделили у 7 група. Свака група је садржала по 5 узорака сваког испитиваног композита.

4.8. Испитивање савојне чврстоће

Савојна чврстоћа (F_s) се прорачунава савијањем узорка у три тачке, на универзалном мерачу силе, при брзини упирача од 1 mm/min . Размак између ослонца је 20 mm, а примена силе се врши на горњој равној површини сваког узорка до настанка фрактуре (Слика 6).



Слика 6. Припрема узорака и њихово савијање на универзалном мерачу силе

Савојна чврстоћа је израчуната по формули:

$$F_s = Fl/2bh^2$$

при чему је F - максимална достигнута сила, h - висина, b - ширина узорка и l - размак између ослонаца (20 mm).

4.9. Припрема зуба за мерење контракције и померања

За ово испитивање коришћено је 25 претходно припремљених зуба са „слот“ препарацијама на апроксималним површинама (50 кавитета). Поступак припреме је описан у поглављу 4.3. Зуби су подељени у 5 група са по 5 зуба. Сваки од коришћених композита је комбинован са одговарајућим адхезивом препорученим од стране произвођача.

У првој и другој групи зуба као адхезив је коришћен Adhese Universal користећи „self-etch“ (мезијални) и „total-etch“ (дистални кавитет) технику

апликације адхезива. Композити TEC и TEC Bulk су затим унети у кавитет и полимеризовани на одговарајући начин.

У трећој групи зуба коришћени адхезив је био G-aenial Bond користећи „self-etch“ протокол у мезијалном и дисталном кавитету, а затим су кавитети рестаурирани композитима EverX и Kalore.

Код четврте групе зуба у мезијалним кавитетима је коришћен FL Bond II за везивање Beautifil-а, а код дисталних кавитета је коришћен Single Bond Universal за везивање композита Z250. Код оба композита је коришћена „self-etch“ техника апликације адхезива.

У петој групи за везивање композита Filtek Bulk коришћен је Single Bond Universal, „self-etch“ техника апликације за мезијални и „total-etch“ за дистални кавитет.

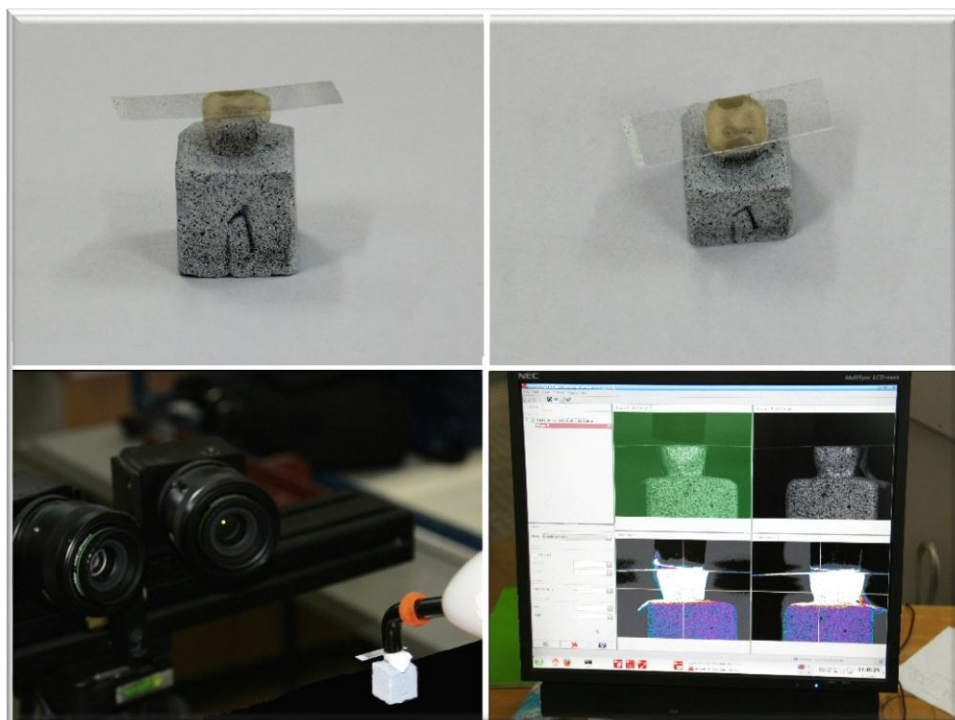
Композити TEC Bulk, EverX, Beautifil и Filtek Bulk су у испрепарисане кавитете уношени у једном слоју и полимеризовани по 40 секунди, док су композити TEC, Kalore и Z250 уношени у два слоја од по 2 mm и сваки од слојева је засебно полимеризован по 40 секунди. Адхезиви су полимеризовани по 20 секунди.

4.10. Испитивање контракције и померања

Метода корелације дигиталних слика камерама се изводи помоћу две дигиталне камере резолуције 1600 × 1200 пиксела, максималне брзине фрејма 12 Hz и специјализованог софтвера (Aramis GOM, Braunschweig, Germany).

Непосредно пре мерења у препарисане кавитете је улаган материјал, водећи рачуна да страна која ће бити окренута камерама буде поравната и да материјал не прелази ивице кавитета. Страна која ће бити окренута камерама испрскана је финим акрилним спрејом црне и беле боје да би се добиле тачкице неправилног облика које ће се користити као референтне ради лакшег праћења и анализе методом корелације слика. Стандардни услови су створени тако што је ЛЕД лампа била фиксирана у држачу, зуби су позиционирани увек на истом месту и полимеризација

је вршена са растојања од 1 mm (слика 7). Пре почетка извођења експеримента камере су калибрисане по упутству произвођача. Полимеризација је вршена са горње (оклузалне) површине зуба. Camere су фотографисале испитиване узорке пре и после полимеризације.



Слика 7. Испитивање контракције и померања.

4.11. Испитивање микроцурења

Микроцурење или квалитет рубног заптивања савремених композитних система у дентинским кавитетима испитивано је *in vitro* на 40 екстрахованих молара подељених у 6 група. У прве 4 групе се налазило по 8, а у петој и шестој по 4 испрепарисана зуба. По 8 кавитета је коришћено за испитивање сваког материјала.

За дефинитивну рестаурацију зуба у првој групи био је коришћен композит TEC Bulk, а као адхезив је коришћен Adhese Universal. На мезијалним странама је коришћена „self-etch“, а на дисталним „total-etch“ техника апликације адхезива. На

мезијалним странама адхезив је наношен 20 секунди, вишак адхезива је уклоњен пустером и потом полимеризован 20 секунди ЛЕД лампом (LEDition, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Након постављања целулоидне матрице, у препарисани кавитет је постављен композит у једном слоју и полимеризован 40 секунди истом ЛЕД лампом (LEDition) интензитета 800 mW/cm^2 , који је измерен уређајем bluemeter (Ivoclar Vivadent). Дистални кавитети су прво нагрисани 37% ортофосфорном киселином 30 секунди (глеђни руб) односно 15 секунди (дентински зидови), затим испрани и посушени у комбинацији воде и ваздуха, а потом је поновљен поступак као и за „self-etch“ технику апликације адхезива.

У другој групи, на мезијалним странама је коришћена „self-etch“, а дистално „total-etch“ техника апликације адхезива. Адхезив је и овде био Adhese Universal, а материјал за дефинитивну рестаурацију ТЕС. Након постављања адхезива по упутству произвођача за „self-etch“ и претходног киселинског нагрисања и постављања адхезива за „total-etch“ технику апликације, ТЕС је постављен уз помоћ целулоидних матрица у два слоја од по 2 mm и сваки слој је засебно полимеризован у трајању од по 40 секунди.

За испитивање зуба у трећој групи је коришћен Single Bond Universal по упутству произвођача за „self-etch“ (мезијално) и „total-etch“ (дистално) технику апликације адхезива, а за дефинитивну рестаурацију Filtek Bulk. Поступак рада је био исти као и у првој групи.

У четвртој групи је као адхезив коришћен G-aenial Bond у „self-etch“ техници апликације у свим препарацијама. Након постављања у кавитет, адхезив је остављен да стоји 10 секунди, затим је 5 секунди јаким млазом ваздуха вршено посушивање, а онда је полимеризован у трајању од 20 секунди. У мезијалним кавитетима је постављан EverX у слоју од 4 mm и полимеризован 40 секунди, а у дисталним Kalore, у два слоја по 2 mm и сваки слој је полимеризован по 40 секунди.

У петој групи је као адхезив коришћен двокомпонентни FL Bond II у „self-etch“ техници апликације. Након премазивања кавитета прајмером и његовог посушивања после 10 секунди, апликован је бонд који је полимеризован 20

секунди. Затим је уз помоћ целулоидне матрице постављен Beautifil у једном слоју и полимеризован 40 секунди.

Single Bond Universal апликован „total-etch“ техником апликације адхезива је коришћен у шестој групи испитиваних зуба. Као дефинитивни испун је коришћен композит Z250. Након киселинског нагризања у трајању од 30 секунди (глеђни рубови) односно 15 секунди (дентински зидови), вршено је његово испирање и сушење помоћу пустера. Бонд је апликован у трајању од 10 секунди, осушен и полимеризован 20 секунди. Композит Z250 је постављан у два слоја по 2 mm и сваки слој је засебно полимеризован у трајању од по 40 секунди.

Након завршених рестаурација зуби су чувани у дестилованој води 48 сати. Пре него што је урађено њихово бојење, сви зуби су осушени папирним убрусима, а затим изоловани са најмање 2 слоја лака за нокте, 1 mm до ивица препарације (оклузалне и гингивалне).

Бојење је урађено методом пасивног продора боје. Зуби су потопљени у раствор 50% сребро нитрата у коме су стајали 2 сата. Након посушивања урођени су у развијач где су стајали наредних 6 сати. После тога зуби су испрани под млазом воде и посушени папирним убрусом.

Сечење зуба је урађено на машини Isomet 4000 водећи рачуна да се из сваке рестаурације добију бар 3 препарата (пресека) који ће се касније посматрати под светлосним микроскопом на увећању X30 (слика 8). Дубина продора боје је посматрана под микроскопом и то оклузално и гингивално. Уз помоћ милиметарског папира и програма Digimizer (MedCalc Software, Ostend, Belgium) је извршено мерење продора боје које је изражено у милиметрима.



Слика 8. Фазе рада у испитивању микроурења - бојење и сечење узорака за микроскопску анализу.

4.12. Статистичка анализа

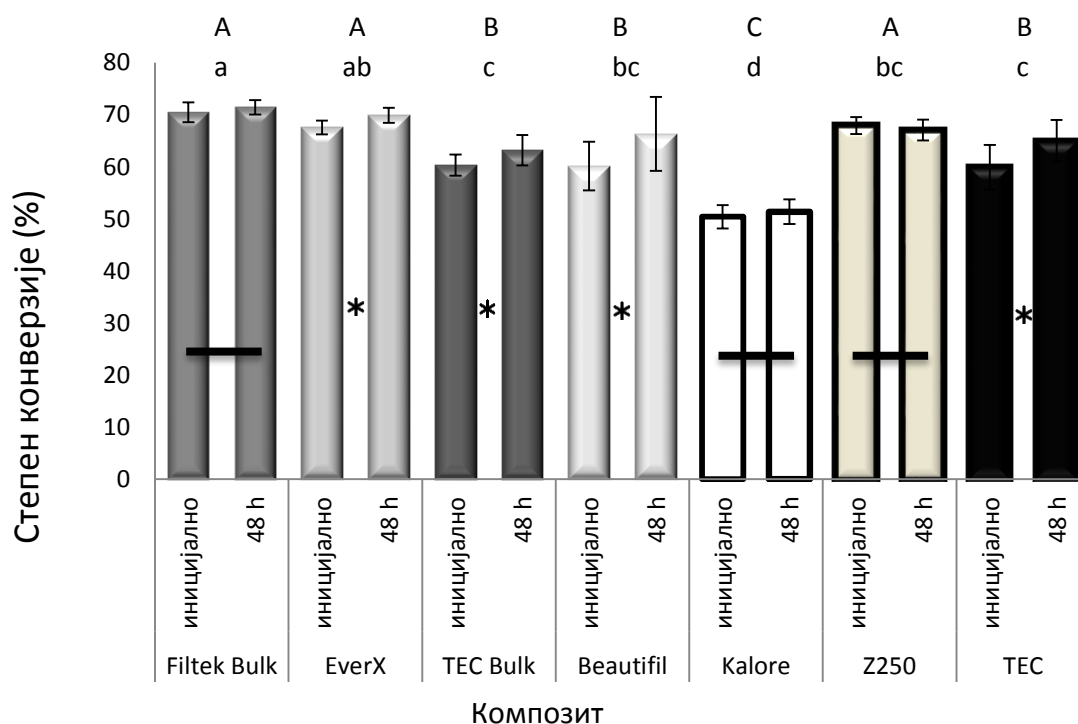
Добијени подаци су обрађени једнофакторском анализом варијансе (ANOVA) са Tukey post-hoc тестом за испитивање међугрупних разлика. Због одступања добијених вредности од нормалне дистрибуције и разлика у варијансама урађена је логаритамска трансформација. Посебно је анализиран оклузални, а посебно гингивални продор боје између испитиваних композита. Поређење оклузалног и гингивалног продора боје за сваки композит урађено је помоћу *t*-теста за зависне

узорке. Због мултипног понављања овог теста примењена је Bonferroni корекција како би статистичка грешка типа I била у оквиру предвиђеног нивоа значајности од 0,05. Ниво значајности за све анализе је износио 0,05.

5. Резултати

5.1. Степен конверзије испитиваних материјала

Посматрајући степен конверзије испитиваних материјала можемо уочити да иницијално није постојала значајна разлика између „bulk-fill“ композита Filtek Bulk, влакном ојачаног „bulk-fill“ композита EverX и конвенционалног композита Z250, који су имали већи степен конверзије него остали испитивани композити ($p < 0,05$). „Bulk“ композит TEC Bulk, гиомер Beautifil и конвенционални композит TEC показали су сличне вредности степена конверзије иницијално ($p > 0,05$), док је степен конверзије ниско-контракционог композита Kalore био значајно нижи ($p < 0,05$) (Графикон 1).



Графикон 1. Степен конверзије испитиваних материјала иницијално и након 48 h. Објашњење статистичких ознака: иста велика слова- нема значајне разлике између композита иницијално; иста мала слова- нема значајне разлике између композита после 48 h; астерикс- значајна разлика за један композит иницијално и после 48 h; линије- нема значајне разлике за један композит иницијално и после 48 h

Пратећи степен конверзије истог композита иницијално и након 48 h од потапања у апсолутни алкохол, налазимо значајно већи степен конверзије након 48 h код композита: EverX, ТЕС Bulk, Beautifil и ТЕС ($p < 0,05$). Код осталих композита не налазимо статистички значајну разлику у степену конверзије пре и након 48 h ($p > 0,05$).

Посматрајући разлику у степену конверзије различитих композита 48 h након држања у апсолутном алкохолу, налазимо да није постојала значајна разлика у степену конверзије између композита Filtek Bulk и EverX, између композита EverX, Beautifil и Z250, као и између композита ТЕС Bulk, Beautifil, Z250 и ТЕС ($p > 0,05$). Ниско-контракциони композит Kalore је и у поновљеном мерењу показао статистички значајно нижи степен конверзије од осталих композита ($p < 0,05$) (Графикон 1).

Највећи проценат повећања у степену конверзије је уочен код Beautifil-а (10,3%), а затим контролног ТЕС-а (8,5%). Значајни проценти повећања забележени су и за ТЕС Bulk (4,7%) и EverX (3,5%). Повећање, али не статистички значајно, забележено је и код Filtek Bulk-а (1,4%) и Kalore-а (1,9%). Минималан проценат смањења степена конверзије, и то без статистичке значајности, уочен је у групи Z250 (Табела 6).

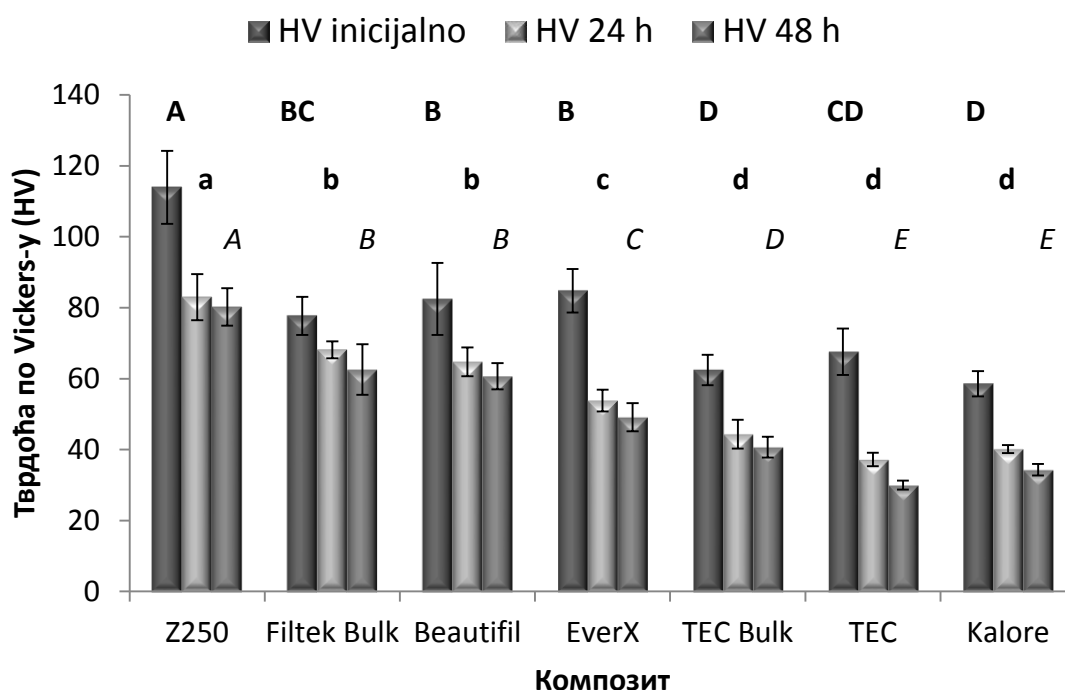
Табела 6. Процент промене степена конверзије након потапања у апсолутни алкохол.

		Степен конверзије		процент промене
		средња вредност	стандардна девијација	
Filtek Bulk	Иницијално	70,5	1,9	
	48 h	71,4	1,4	1,4
EverX	Иницијално	67,5	1,3	
	48 h	69,9	1,4	3,5
ТЕС Bulk	Иницијално	60,3	2,0	
	48 h	63,2	2,9	4,7
Beautifil	Иницијално	60,1	4,7	
	48 h	66,3	7,1	10,3
Kalore	Иницијално	50,4	2,2	
	48 h	51,4	2,4	1,9
Z250	Иницијално	67,9	1,6	
	48 h	67,1	2,0	-1,3
ТЕС	Иницијално	59,9	4,3	
	48 h	65,0	4,0	8,5

5.2. Механичка својства материјала

5.2.1. Испитивање тврдоће материјала

Највећу тврдоћу по Vickers-у иницијално, 24 h и 48 h након потапања у апсолутни алкохол имао је композит Z250, а потом композити Filtek Bulk, Beautifil и EverX. Композити TEC Bulk, TEC и Kalore су показали значајно мању тврдоћу у односу на претходно поменуте, како иницијално, тако и након 24 h и 48 h (Графикон 2).

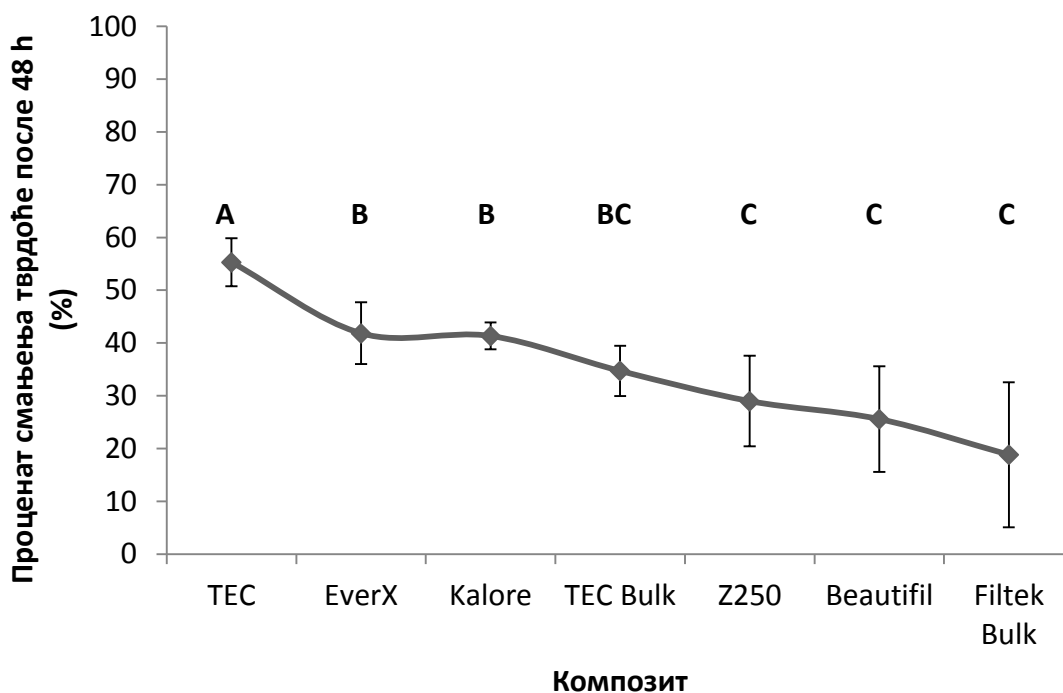


Графикон 2. Тврдоћа композита по Vickers-у иницијално, након 24 h и након 48 h. (средње вредности и стандардне девијације).

Објашњење статистичких ознака: велика болд слова означавају разлике у HV иницијално; мала болд слова означавају разлике у HV након 24 h; велика италик слова означавају разлике у HV након 48 h.

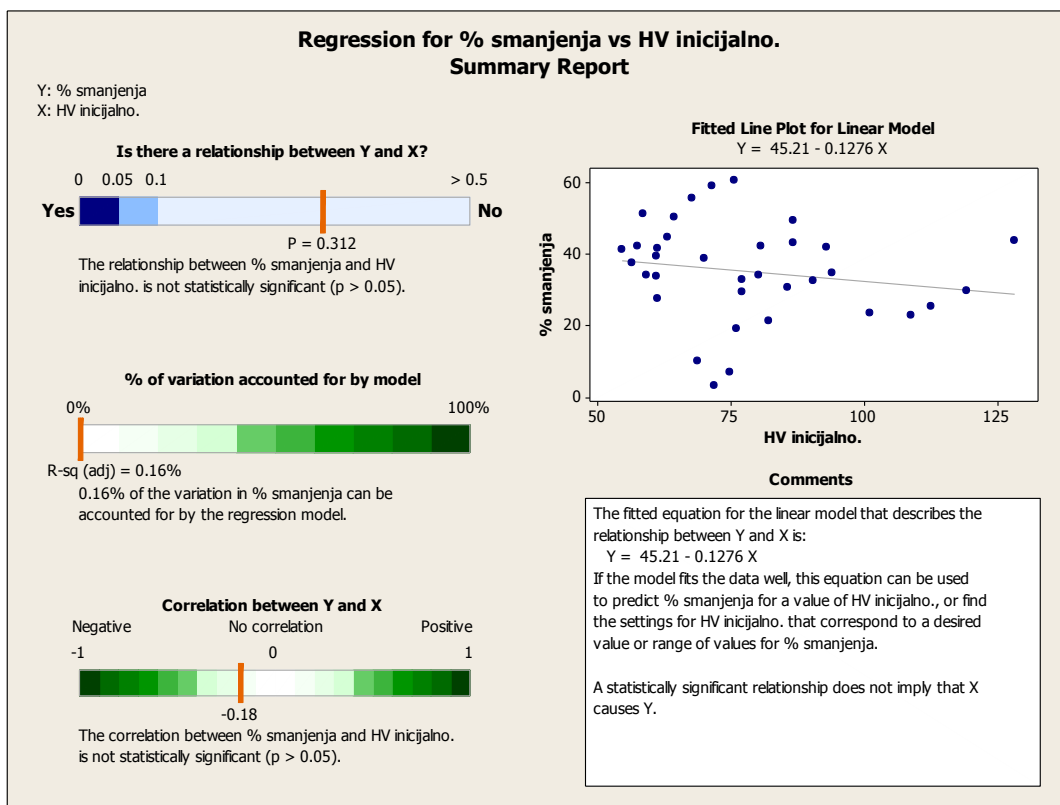
Процент смањења тврдоће испитиваних композита 48 h након држања у апсолутном алкохолу је највећи код композита TEC ($55,3 \pm 4,1\%$), нешто мањи код композита EverX ($41,8 \pm 5,2\%$), Kalore ($41,3 \pm 2,3\%$) и TEC Bulk ($34,7 \pm 4,3\%$).

Најмањи проценат смањења тврдоће су имали Filtek Bulk ($18,8 \pm 12,3\%$), Beautifil ($25,6 \pm 8,9\%$) и Z250 ($29 \pm 7,7\%$) (Графикон 3).



Графикон 3. Процентуално смањење тврдоће након 48 h.

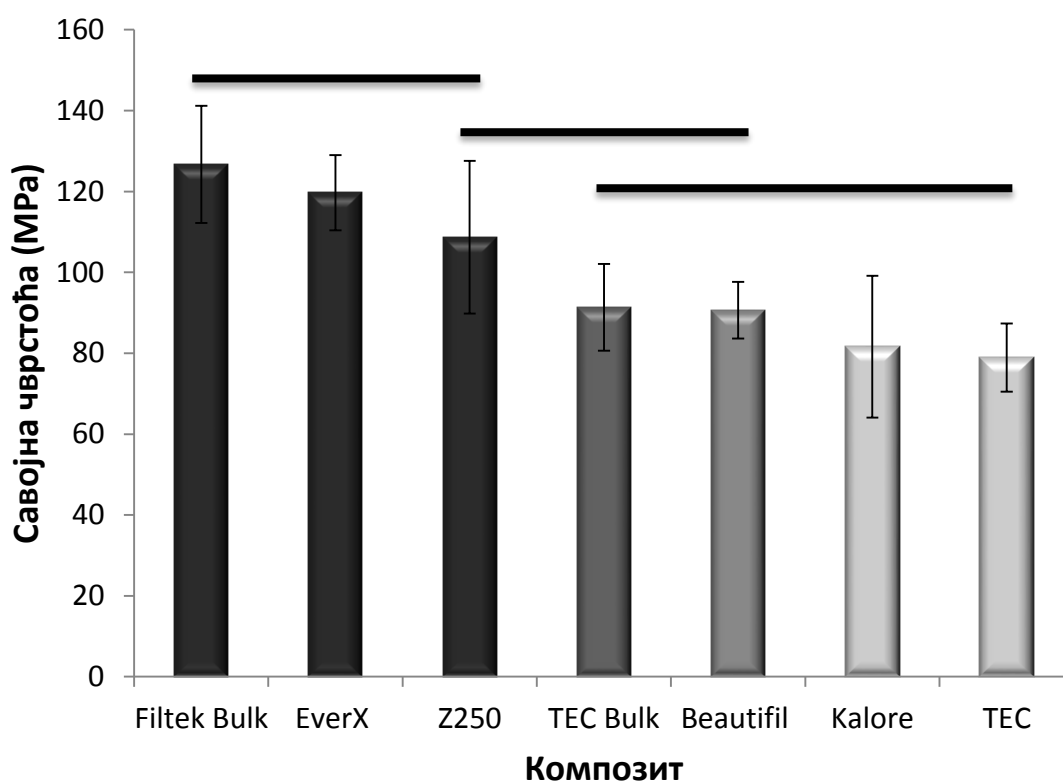
Графикон 4 илуструје одсуство повезаности између тврдоће композита и процента њеног смањења у алкохолу што значи да почетна тврдоћа није индикатор колико ће доћи до смањења тврдоће. Регресиона анализа није показала статистичку значајност између параметара „иницијална тврдоћа“ и „% смањења тврдоће“ ($p = 0,312$). Pearson-ов коефицијент корелације је износио $r = -0,18$ указујући на одсуство линеарне зависности испитиваних параметара ($p > 0,05$).



Графикон 4. Регресиона анализа почетне тврдоће и процента њеног смањења.
Изворни приказ резултата регресионе анализе у програму Minitab.

5.2.2. Испитивање савојне чврстоће материјала

На графикону 5 су приказани резултати прорачунавања савојне чврстоће испитиваних композита. Највећу савојну чврстоћу имали су „bulk-fill“ композит Filtek Bulk ($126,7 \pm 14,5$) и влакном ојачани композит EverX ($119,7 \pm 9,3$), а најмању ниско-контракциони композит Kalore ($81,6 \pm 17,5$) и универзални композит TEC ($78,9 \pm 8,4$). Упоређујући „bulk-fill“ композите, Filtek Bulk и EverX су имали већу савојну чврстоћу од TEC Bulk-а ($91,4 \pm 10,7$) и Beautiful-а ($90,6 \pm 7$) ($p < 0,05$).

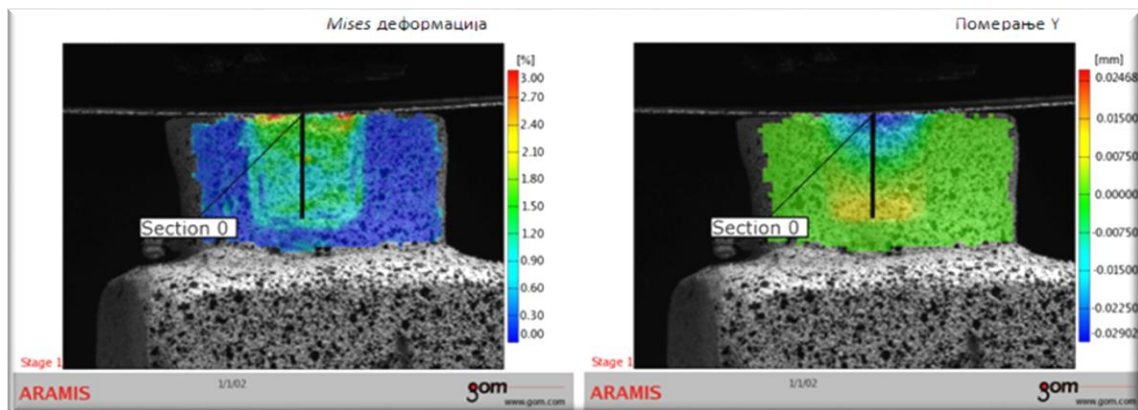


Групе повезане линијама- нема статистички значајне разлике ($p > 0,05$).

Графикон 5. Савојна чврстоћа испитиваних композита (средње вредности и стандардне девијације). Хоризонталне линије повезују групе између којих нема статистички значајне разлике.

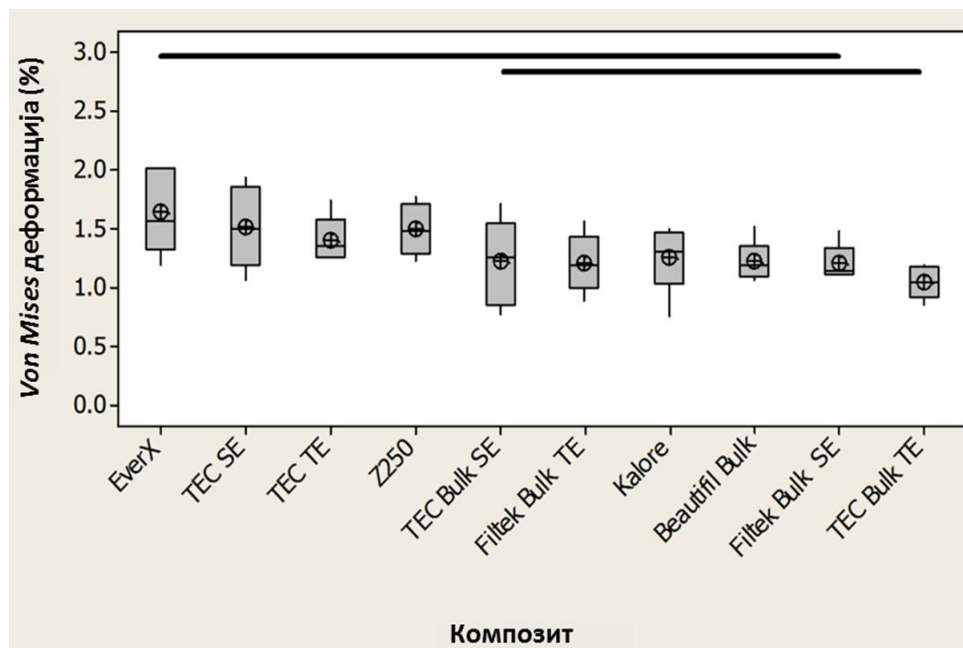
5.3. Контракција и померање композита

Слика 9 показује репрезентативне узорке контракције и померања композита који су испитивани у овом истраживању. Померање Y показује померање у Y осу односно у конкретном случају у правцу светлосног извора. Померање испитиваног материјала од извора светлости ка дну препарисаног кавитета представља негативну вредност померања и оно је забележено у оклузалној половини испуна. Позитивна вредност померања материјала, ка извору светлости, јавља се у доњем делу рестаурације, ка центру композитне рестаурације.



Слика 9. Репрезентативна слика волуметријске контракције и померања испитиваних композита.

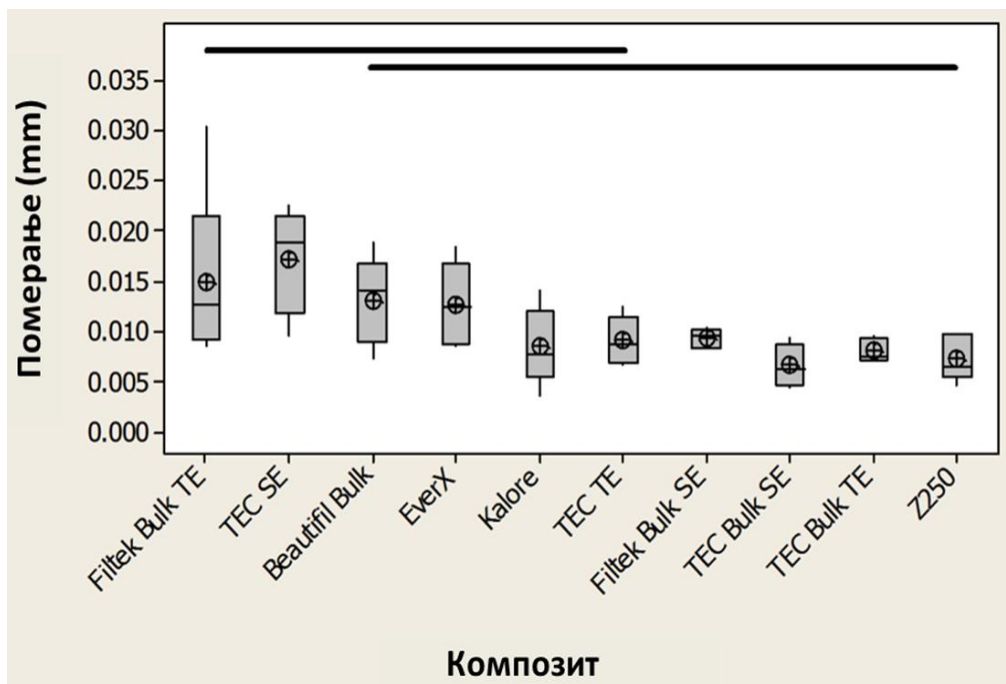
„Box-and-whisker” плот приказује волуметријску контракцију материјала (графикон 6). „Box“ представља вредност унутар првог (Q1) и трећег (Q3) интеркварталног опсега; Q1 - 25% вредности података је мање или једнако овој вредности; Q3 - 75% вредности података је мање или једнако овој вредности. „Whisker” се пружа до највеће и најниже вредности у оквиру виших и нижих граница; Горња граница $=Q3+1,5 (Q3-Q1)$; Доња граница $=Q1-1,5 (Q3-Q1)$. Хоризонтална линија унутар „box“-а представља просечну вредност. Круг унутар „box“-а представља средњу вредност. Звездица показује екстремне вредности односно тзв. “outlier”-е. Групе које деле исте ознаке као у горњем случају, нису значајно различите ($p > 0,05$).



Графикон 6. Волуметријска контракција испитиваних материјала.

Вредност деформација између тестираних „bulk-fill“, гиомера и ниско-контракционих композита се кретала у опсегу 1 – 1,5%, изузев EverX-а чија је вредност деформације износила 2%. TEC Bulk TE је показао знатно мању деформацију него TEC, Z250 и EverX ($p < 0,05$). Вредности деформације „bulk-fill“ композита TEC Bulk, Filtek Bulk, гиомера Beautifil су биле сличне ниско-контракционом композиту Kalore ($p > 0,05$). У односу на друге композите нешто већа деформација је уочена код конвенционалних композита TEC и Z250, као и код влакнима ојачаног „bulk-fill“ композита EverX (Графикон 6).

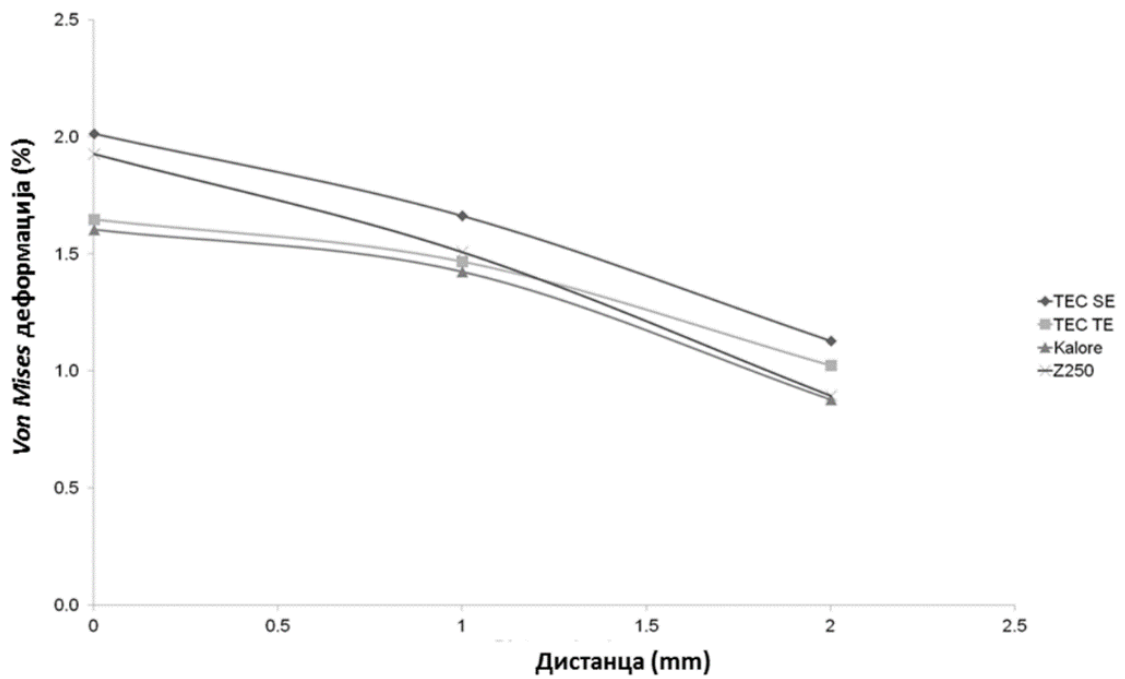
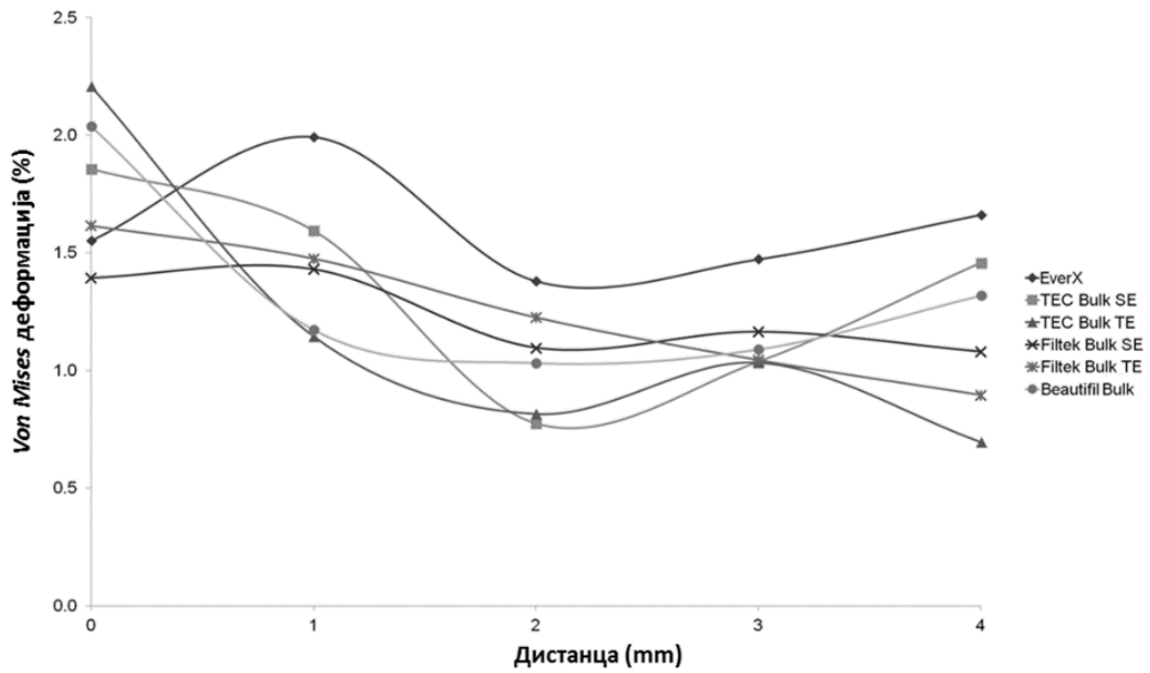
На графикону 7 „box-and-whisker“ плот приказује податке о померању. Објашњење је исто као и за графикон 6. Групе које деле исте ознаке нису значајно различите ($p > 0,05$).



Графикон 7. Померања испитиваних композита након просветљавања.

Померање композита у Y осе је посматрано у односу на аксијалну раван, према или удаљено од извора светлости. Померање је износило између 5 и 20 μm , осим за Filtek Bulk TE чије се померање кретало до 30 μm . TEC Bulk и Z250 показали су мање померање од TEC SE ($p < 0,05$). Filtek Bulk TE је показао значајно веће померање него Filtek Bulk SE ($p < 0,05$), док адхезивни метод није имао утицаја на померање TEC Bulk-а ($p > 0,05$). EverX, Beautifil и Kalore су показали вредности померања сличне другим испитиваним групама ($p > 0,05$) (Графикон 7).

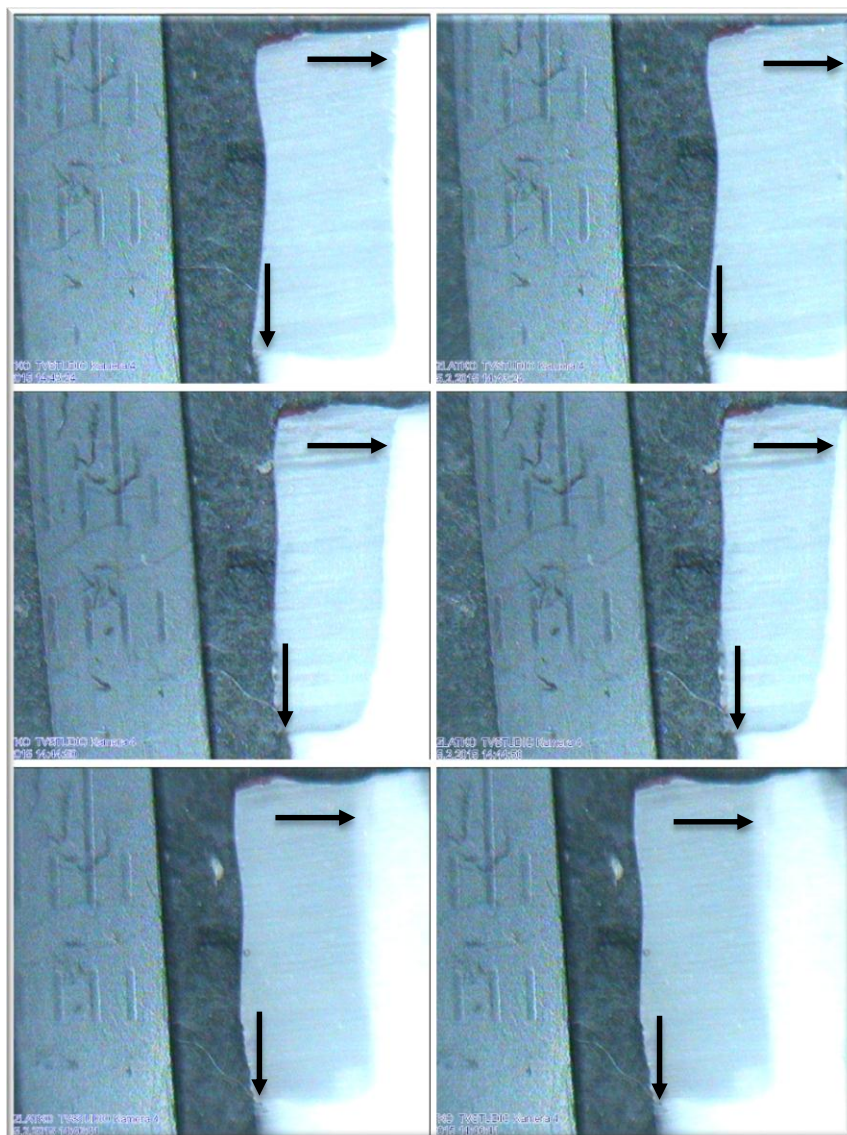
Посматрајући средње вредности von Mises-ових деформација од оклузалне површине до дна кавитета (Графикон 8), запажамо да се најмања деформација дешавала у средишњем делу рестаурације, 2 mm од површине испуна. EverX и Filtek Bulk SE су показали највеће деформације на 1 mm испод површине. Filtek Bulk TE је показао тренд смањења деформација са повећањем дубине рестаурације. Код композита TEC Bulk SE и Beautifil деформација се смањивала на 2 mm, а потом увећавала према дну рестаурације. Код TEC Bulk TE највећа деформација је била на површини, а затим се неравномерно смањивала са повећањем дубине рестаурације.



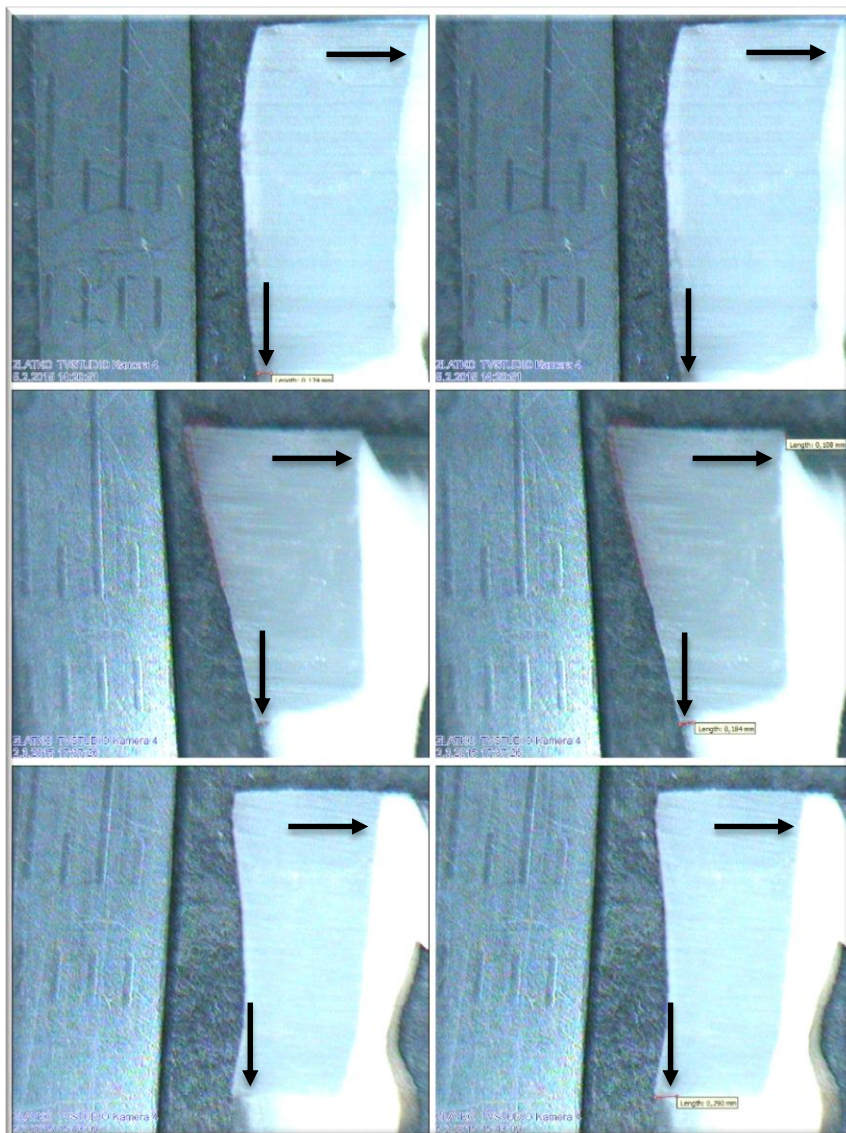
Графикон 8. Средње вредности von Mises-ових деформација у функцији дубине рестаурације.

5.4. Микропропустљивост испитиваних композита

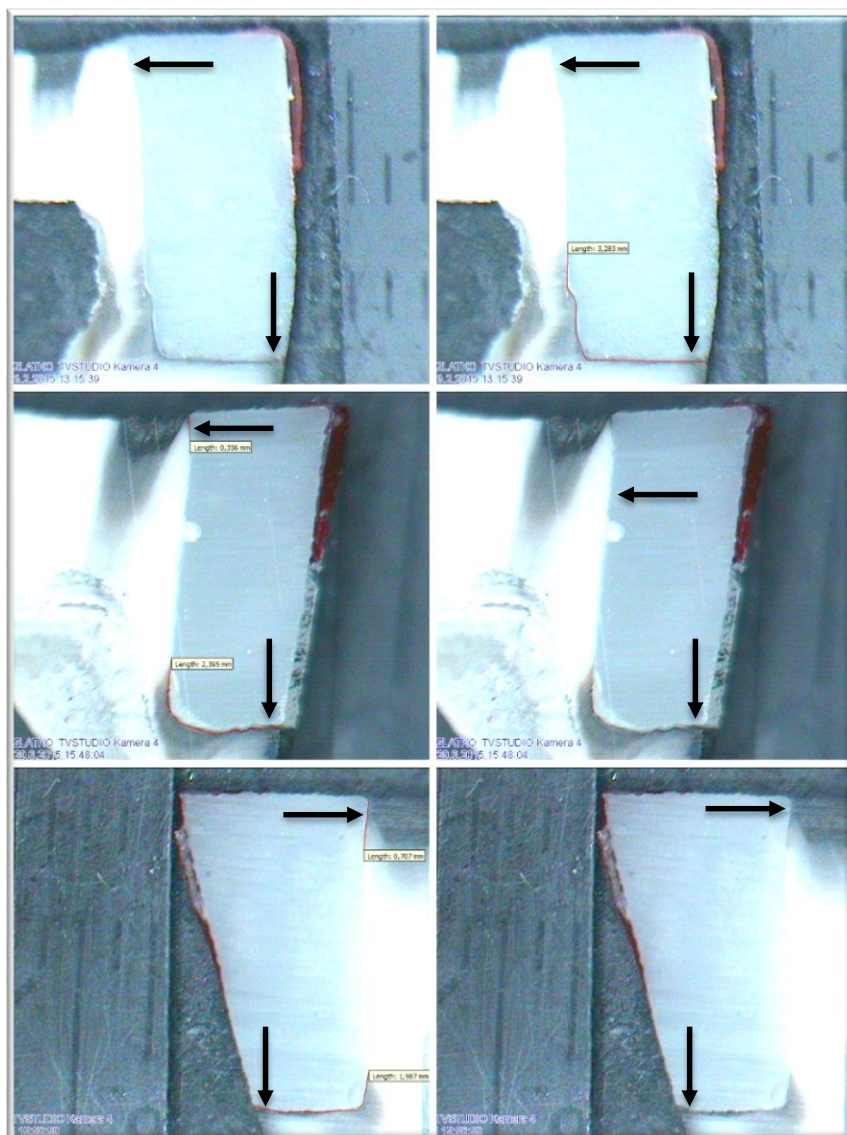
Слика 10 приказује неколико узорка испитиваних зуба на којима **није** дошло до продора боје на споју композита и дентина зуба. Слика 11 приказује узорке где је дошло до незнатног продора боје, док се на слици 12 види продор боје дуж читавог аксијалног односно гингивалног зида испитиваних зуба.



Слика 10. Одуство продора боје дуж споја композита и зидова кавитета

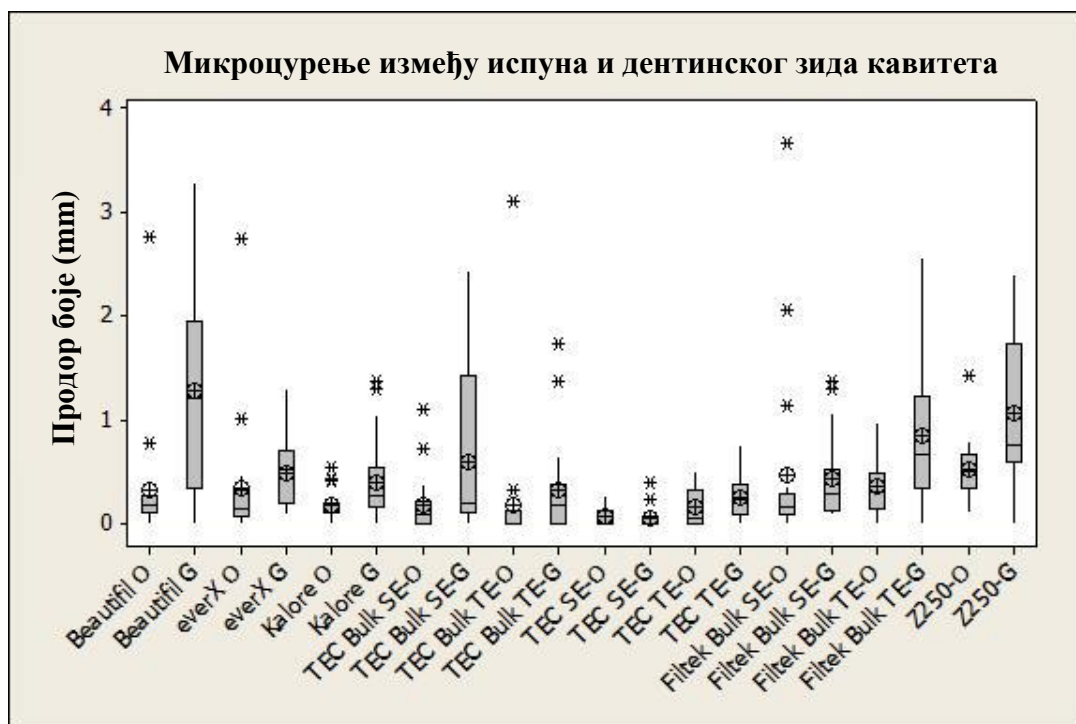


Слика 11. Незнатан продор боје на споју композита са дентином



Слика 12. Продор боје дуж читавог аксијалног или гингивалног зида

Графикон 9 и табела 7 приказују продор боје на испитиваним зубима оклузално и гингивално за све испитиване композитне материјале. Графикон 9 приказује „box-and-whisker” плот на коме се уочавају интерквартилни опсег вредности (сиви правоугаоник), медијана (хоризонтална линија у правоугаонику), средња вредност (круг у правоугаонику), најниже и највише вредности (вертикалне линије које се простиру изван правоугаоника) и тзв. „outlier“ који излазе из измереног опсега (астерикс). Табела 7 приказује средње вредности и стандардне девијације измерених вредности, као и р-вредност која указује на евентуално постојање статистичке значајности ($p < 0,05$) између испитиваних група.



Графикон 9. Микроцурење између материјала и зидова кавитета из оклузалног (O) и гингивалног (G) правца за испитиване „bulk-fill“, нискоконтракционе и универзалне композите.

Табела 7. Анализа квалитета рубног заптивања испитиваних композита, средње вредности и стандардне девијације продора боје (mm) и статистичка p-вредност компаративне анализе оклузалног и гингивалног продора боје за сваку групу.

Материјал и правац продора боје	Средња вредност	СД	p-вредност
Kalore- O	0,2	0,1	0,003
Kalore- G	0,4	0,3	
Beautiful- O	0,3	0,6	0,002
Beautiful- G	1,3	1,0	
EverX – O	0,3	0,6	0,405
EverX – G	0,5	0,3	
TEC Bulk SE- O	0,2	0,3	0,019
TEC Bulk SE- G	0,6	0,8	
TEC Bulk TE- O	0,2	0,7	0,483
TEC Bulk TE- G	0,3	0,4	
TEC SE- O	0,1	0,1	0,452
TEC SE- G	0,1	0,1	
TEC TE- O	0,2	0,2	0,172
TEC TE- G	0,3	0,2	
Filtek Bulk SE- O	0,5	0,9	0,905
Filtek Bulk SE- G	0,4	0,4	
Filtek Bulk TE- O	0,3	0,2	0,006
Filtek Bulk TE- G	0,8	0,7	
Z 250- O	0,5	0,3	0,001
Z 250- G	1,1	0,7	

Легенда: O- оклузално; G- гингивално

Статистички значајно мањи продор боје оклузално него гингивално уочен је код композита Kalore ($0,2 \pm 0,1$ vs. $0,4 \pm 0,3$; $p = 0,003$), Beautifil ($0,3 \pm 0,6$ vs. $1,3 \pm 1$; $p = 0,002$) и Z250 ($0,5 \pm 0,3$ vs. $1,1 \pm 0,7$; $p = 0,001$).

За материјал EverX разлика у продору боје оклузално и гингивално није била статистички значајна ($0,3 \pm 0,6$ vs. $0,5 \pm 0,3$; $p = 0,405$).

У испитивању микропропустљивости „bulk-fill“ композитног материјала ТЕС Bulk уз употребу „self-etch“ технике апликације адхезива уочен је значајно мањи продор боје оклузално него гингивално ($0,2 \pm 0,3$ vs. $0,6 \pm 0,8$; $p = 0,019$). Користећи исти материјал са „total-etch“ техником апликације адхезива није уочена значајна разлика у продору боје оклузално и гингивално ($0,2 \pm 0,7$ vs. $0,3 \pm 0,4$; $p = 0,483$).

ТЕС није показао разлике у продору боје оклузално и гингивално без обзира на технику примене адхезива, „self-etch“ ($p = 0,452$) или „total-etch“ ($p = 0,172$).

Анализирајући продор боје за композит Filtek Bulk користећи „self-etch“ технику апликације адхезива није уочена значајна разлика у продору боје оклузално и гингивално ($0,5 \pm 0,9$ vs. $0,4 \pm 0,4$; $p = 0,905$), док је за исти материјал и „total-etch“ технику апликације адхезива регистрован значајно мањи продор боје оклузално него гингивално ($0,3 \pm 0,2$ vs. $0,8 \pm 0,7$; $p = 0,006$).

Изучавајући оклузално микроцурење свих коришћених композитних материјала најлошији резултат је показао композит Z250, док је Beautifil показао највећи продор боје гингивално.

6. Дискусија

6.1. Дискусија материјала и метода

За потребе овог истраживања коришћени су комерцијално доступни „bulk-fill“ и универзални пастозни композити. Намера је била да се обухвате композити различитог састава и индикација, како би се анализирали својства што ширег спектра материјала.

Иако су се течни „bulk-fill“ композити појавили на тржишту пре пастозних форми ових материјала, нису укључени у истраживање зато што и поред добрих особина (смањен контракциони напон), показују инфериорност у погледу механичких особина и захтевају да покровни слој буде измоделован од одговарајућих пастозних композита.^{4,98,99} За истраживање су одабрана два типична пастозна „bulk-fill“ композита **ТЕС Bulk** и **Filtek Bulk** који су међу најзаступљенијима у клиничкој пракси и који су показали веома добру манипулативност у току рада. Гиомер **Beautiful** припада групи нанохибридних „bulk-fill“ композита који садрже претходно изреаговале глас-јономерне пуниоце (S-PRG). Према наводима произвођача **Beautiful** поседује способност ослобађања или везивања флуора и тако може да утиче на реминерализацију структуре зуба, спречавање стварања плака и неутрализацију киселина.¹⁰⁰ Влакном ојачани „bulk-fill“ композит **EverX** захтева да покровни слој буде урађен неким од одговарајућих пастозних композита не због лоших механичких већ због неповољних естетских својстава **EverX**-а јер се због дужине стаклених влакана (1 – 3 mm) не може полирати.³⁹ У истраживање је укључен и један ниско-контракциони универзални композит **Kalore** и два универзална композита као контроле, и то нанохибридни **ТЕС** и микрохибридни **Z250** који је познат по нешто већем степену контракције у процесу полимеризације.

За полимеризацију свих испитиваних композита коришћена је ЛЕД лампа интензитета око 800 mW/cm² (LEdition). На одабир лампе је утицала чињеница да и поред постојања савременијих и јачих лампи које су при том и знатно скупље, ова лампа се још увек доста користи у стоматолошким ординацијама. Идеја овог

истраживања је била да се оно изведе у што реалнијим условима, како би добијени резултати указали на стварно понашање композитних материјала у клиничкој пракси и евентуално дали неке препоруке за њихово коришћење.

На свим испитиваним зубима су одговарајућом машином одсецане оклузалне трећине круница (кржице зуба) паралелно са оклузалном равни. Да би се остварила стандардизација сви зидови кавитета су били у дентину. Ово је омогућило компарабилност микроцурења и на оклузалном и на гингивалном зиду зато што се у претходним истраживањима обично оклузални зид налазио у глеђи и увек је показивао мање микроцурење у односу на гингивални зид.^{101, 102} Већи проценат појаве микроцурења у дентину (гингивално) него у глеђи (оклузално), запажен у претходним истраживањима, може се довести у везу са јачом снагом везе адхезивног система са нагризаном глеђи у поређењу са снагом везе коју адхезивни систем може остварити са нагризаним дентином.¹⁰³ Процена микроцурења је урађена помоћу микрометарске скале која је постављена поред сваког узорка приликом фотографисања као референтна скала. То је омогућило мерење продора боје у милиметрима као континуираној нумеричкој варијабли, уместо оцене продора боје у виду дискретне категоричке варијабле (нпр. оцена 1 – продор до $\frac{1}{2}$ гингивалног зида, оцена 2 – продор целом дужином гингивалног зида итд.), што се иначе некад користи у студијама микроцурења. На овај начин је било могуће прецизније евалуирати маргинални интегритет испитиваних материјала и постављене хипотезе тестирати применом параметарских тестова.

За мерење контракције и померања изабрана је метода дигиталне корелације слика. Специјални софтвер Aramis 2M омогућио је 3D анализу деформације и померања који настају на површини материјала који се испитује. Сваки узорак се фотографише симултано помоћу две калибрисане камере пре и након светлосне полимеризације, након чега се дигиталне фотографије анализирају помоћу наведеног софтвера. Корелационим функцијама се прате све промене почетних тачака на сликама и пореде њихови положаји пре и након полимеризације, а као излазни параметри се одбијају померање и von Mises деформација (контракција).⁹⁰ У испитивању контракције и померања препарисан је модификовани „слот“ кавитет дубине 4 mm како за „bulk-fill“, тако и за универзалне композите. Кавитет је рестауриран једним слојем „bulk-fill“ композита, док су за универзалне

композите апликована 2 хоризонтална слоја дебљине по 2 mm. Након полимеризације првог слоја, апликован је други који је затим анализиран у погледу контракције и померања. На тај начин су стандардизовани кавитети примењени у свим групама, а материјали су апликовани у дебљинама како је препоручено од стране произвођача. Резултати су показали да током полимеризације горњег слоја универзалног композита није дошло до померања и контракције доњег, претходно полимеризованог слоја. Из тог разлога доњи слој се понашао као ригидни зид кавитета, те није утицао на померање и контракцију горњег слоја чије је понашање праћено камерама. Имајући то у виду може се закључити да су добијени резултати за универзалне композите у овом експерименталном дизајну компарабилни са резултатима „bulk-fill“ композита који су својим доњим површинама били ригидно везани за гингивални зид преко адхезивног слоја.

6.2. Дискусија степена конверзије испитиваних материјала

Значајне разлике у степену конверзије између испитиваних композита условиле су одбацивање нулте хипотезе.

Познато је да степен конверзије може „еволуирати“ у првих 24 h након просветљавања.¹⁰⁴ Наиме, током просветљавања материјала плавим светлом одиграва се веома брза реакција полимеризације која пролази кроз три фазе: иницијацију, пропацију и терминацију. Због брзине светлосне полимеризације полимер заостаје у својеврсном стању дисбаланса са значајним волуменом слободног простора који је заробљен унутар полимерне мреже. Truffier-Voutry и сарадници су показали да се током првих 24 сата одиграва физичка редистрибуција полимерних јединица унутар полимера током које се смањује волумен поменутих слободних простора. Слободни радикали у полимерној мрежи долазе у ближи контакт и могуће интерагују и на тај начин повећавају степен конверзије током ове фазе тзв. „пост-полимеризације“.¹⁰⁴ Повишена температура утиче на повећање мобилности мономера и на тај начин може утицати на повећање степена конверзије.¹⁰⁵ Alshali и сарадници су у свом истраживању забележили повећану микротврдоћу „bulk-fill“ композита током 24 сата складиштења у сувом, али и

значајно опадање овог параметра након истог периода складиштења у 75% етанолу.¹⁰⁶ Суво складиштење је посебно важно пре мерења степена конверзије јер свака течност може да олакша излуживање мономера и да доведе до вештачки високе вредности степена конверзије.²⁹ Имајући у виду ове чињенице иницијална мерења су рађена 24 h након полимеризације и чувања узорака на температури од 37°C.

Al-Ahdal и сарадници испитујући степен конверзије „bulk-fill“ композита у различитим временским интервалима закључили су да су everX Posterior и Beautifil-Bulk Flowable, 24 h након иницијалног мерења, показали значајно повећање степена конверзије на дубини од 4 mm.³³

Резултати нашег истраживања показују да су највећи степен конверзије иницијално имали EverX, Filtek Bulk и конвенционални композит Z250, док 48 h након просветљавања и складиштења у апсолутном алкохолу, значајно већи степен конверзије регистрован је код EverX-а, TEC Bulk-а, Beautifil-а и TEC-а. Ове разлике могу бити последица разлике у матриксу испитиваних композитних смола.⁵⁸ Код иницијалног мерења сва три материјала са највећим степеном конверзије имају сличан садржај пунилаца 76,5мас%, 74,2мас% и 82мас%. Поред тога, већина композита садржи UDMA у свом матриксу који поседује мање вискозне мономере за разлику од композита који садрже Bis-GMA мономере. UDMA је захваљујући амино групи одговорна за карактеристичну реакцију замене ланца која обезбеђује алтернативни пут за наставак полимеризације.¹⁰⁷ Такође, композити који садрже Bis-ЕМА и нисковискозне деривате уретана обично показују већи степен конверзије од типичних Bis-GMA/TEGDMA смола због веће молекуларне мобилности.^{108, 109} Ове тврдње се поклапају са резултатима нашег истраживања јер је највећи степен конверзије уочен код материјала који су у свом саставу имали већ поменуте мономере.

Очекивано је било да Kalore у овом истраживању покаже значајно нижи степен конверзије у односу на све остале испитиване композите, због тога што у свом саставу поседује мономер дугог ланца и велике молекулске масе DX-511. Овај мономер на бази уретан диметакрилата доводи до смањења контракције због

садржаја мале концентрације реактивних група по јединици запремине, које су слободне за реакцију.¹¹⁰

Резултати ове студије су у супротности са резултатима које су добили de Oliveira и сарадници, да је Kaloge имао значајно већи степен конверзије од микро-хибридног универзалног композита Z250.⁵

У нашем истраживању степен конверзије „bulk“ композита се кретао између 60 и 70% и био је упоредив или чак и бољи од знатног броја комерцијално доступних универзалних композита.

Tarle и сарадници су упоређујући степен конверзије пастозних „bulk-fill“ композита са једним универзалним нанохибридним композитом, закључили да је степен конверзије свих испитиваних „bulk-fill“ композита био знатно виши у односу на универзални композит ТЕС.²⁸ Ови налази се у потпуности слажу са нашим истраживањем где је универзални композит ТЕС после иницијалног мерења имао нижи степен конверзије у односу на све „bulk“ композите.

Пошто су услови полимеризације, као што су одређена дебљина слоја, интензитет лампе и одређено време полимеризације стандардизовани у овој студији, разлике у степену конверзије „bulk“ и универзалних композита могу се приписати различитости у саставу материјала, посебно органске матрице и количине пунилаца.

Степен конверзије светлосно полимеризујућих композита се креће од 55% до 80%.¹¹¹ Постоји инверзна корелација између степена конверзије и количине излужених мономера. Што је боља полимеризација, мање резидуалних мономера је доступно за излуживање.¹¹²

Себе и сарадници су испитивали излуживање мономера 6 различитих „bulk“ композита у различитим временским интервалима. ТЕС Bulk је имао значајно више излужених мономера у односу на Filtek Bulk и остале испитиване композите. Према подацима произвођача ТЕС Bulk не садржи TEGDMA који повећава степен конверзије али садржи преполимерне пуниоце. Ови пуниоци су преполимеризовани, па све преостале неизреаговале С=С двоструке везе повећавају коначан број испирајућих мономера.¹¹³ Истраживачи су такође

закључили да количина излужених мономера временом расте.¹¹⁴ Резултати нашег истраживања се поклапају са овим резултатима.

Генерално, степен конверзије код свих испитиваних композита расте после 48 h складиштења у алкохолу. Ослобађање неизреагованих мономера артефицијелно повећава број C-C конвертованих у односу на неконвертоване групе. Значајан пораст у одређеним групама значи да је значајан пораст % C-C веза заостао у неизреагованим мономерима. Виши степен конверзије у већини тестираних композита након складиштења у етанолу указује на присуство и до 10% неочврслих мономера способних за излуживање у органском растварачу. Већина преосталих C=C двогубих веза су у форми група везаних за полимерни ланац.

Највећи % повећања степена конверзије запажен је код гиомера Beautiful. Могуће да су висок садржај пунилаца (87мас%), присуство преполимеризованих пуниоца у комбинацији са одговарајућим мономерима одговорни за ово повећање, али то ће бити предмет неких даљих истраживања.

6.3. Дискусија механичких својстава материјала

6.3.1. Дискусија тврдоће материјала

Испитивани „bulk-fill“ и универзални композити су показали значајне разлике у механичким својствима па је зато нулта хипотеза одбачена.

Lerpinse и сарадници су упоређивали физичко-механичке карактеристике комерцијално доступних „bulk-fill“ са универзалним композитима. Постоји значајна корелација између површинске микротврдоће и садржаја пунилаца.^{4, 115, 116} Механичка својства „bulk-fill“ композита су била углавном нижих вредности од универзалних пастозних али упоредива са течним композитима, па се на основу тога могло рећи да пре досежу својства течних него микро или нанохибридних композита. Осим пуниоца на механичка својства утичу још и величина честица, густина полимерне мреже, тип мономера и фотоиницијатора.^{29, 63}

Abuelenain и сарадници су испитивали механичка својства 6 комерцијално доступних композита, укључујући и један „bulk“ композит. Тврдоћа је одређивана методом по Vickers-у, а универзални микрохибридни композит Z250, је показао значајно већу тврдоћу у односу на остале испитиване материјале.¹¹⁷

И резултати нашег истраживања потврђују да је највећу тврдоћу по Vickers-у показао универзални композит Z250.

Abouelleil и сарадници су поредили механичка својства влакнима ојачаних и „bulk“ композита. EverX је показао супериорнија својства у односу на „bulk-fill“ композите у погледу отпорности на лом, савијање, савитљивост, као и да поседује знатно већу тврдоћу.⁶⁷ Висок степен тврдоће EverX-а потврђују и претходне студије.^{28, 118}

У нашем истраживању, гиомер Beautifil и влакном ојачани композит EverX су остварили запажене резултате у испитивању тврдоће. Висок садржај пунилаца код Beautifil-а (87мас%) и стаклена микро влакна код EverX-а значајно утичу на појачана механичка својства.

Примећено је да умрежени диметакрилати набубре када су изложени растварачима. Ово се дешава јер су силе привлачења полимерних ланаца слабије од сила привлачења између молекула растварача и компоненти ланца полимера.¹¹⁹ Растварач продире у матрикс смоле и проширује отворе међу полимерним ланцима. Растворљивост композитних смола директно зависи од структуре органског матрикса.¹²⁰

После складиштења у апсолутном алкохолу сви испитивани композити су имали мању тврдоћу, као последица заостајања празнина (voids) у полимеру због ослобађања мономера.

У студији Манојловић и сарадника испитиван је механизам излуживања мономера из 4 композита који су просветљавани различитим светлосним изворима. TEGDMA излужена из Filtek Z250 била је у количини која се могла детектовати, али не и одредити, док код композита Tetric EvoCeram излуживање TEGDMA-е није детектовано. Највећа количина излужене UDMA и Bis-GMA за одређено време је измерена након 6 сати за Filtek Z250, а исто је регистровано након 24 сата за Tetric EvoCeram. HEMA је почела излуживање након 24 сата из Tetric EvoCeram-а и Filtek

Z250 и достигла максималну концентрацију након 28 дана. Резултати показују и да су светлосни извор и време значајни за излуживање UDMA и Bis-GMA из свих композита, али да нису значајни за HEMA излужену из Tetric EvoCeram-a. Ниже вредности свих излужених мономера су регистроване након 1 сата, у поређењу са мерењима након 6 и 24 h, што се везује за одсуство инхибиције слоја кисеоника који спречава непосредни испирајући ефекат.¹¹³

Разлике у проценту опадања тврдоће указују на разлике у умрежености полимера. Већи пад тврдоће значи да је полимер мање умрежен, односно да показује више линеаран распоред.

Lerpinse и сарадници укључујући у студију отмосеге пратили су утицај органског матрикса у односу на пуниоце при одређивању механичких својстава композита. Неке разлике у механичким особинама могу се довести у везу и са разликама у органском матриксу, као што су варијације у густини мреже полимера. За неке материјале као што је Filtek Bulk, значајно омекшавање у етанолу открива разлике у густини мреже полимера.⁶³

Највећи проценат умрежености имао је Filtek Bulk, а најмањи TЕС. Резултати указују да умреженост не зависи од врсте композита односно да ли је у питању нпр. „bulk-fill“ или универзални, микрохибридни или нанохибридни композит.

Влакном ојачани композит EverX и ниско-контракциони композит Kalore су показали сличан проценат смањења тврдоће 48 h након држања у апсолутном алкохолу. Резултат о умрежености је донекле и очекиван у смислу да већа линеарност полимера због хоризонталне оријентације стаклених влакана (EverX), односно дуги ланци мономера (Kalore) онемогућавају ротацију и умрежавање. Супротно очекивању, универзални композит TЕС показао је највећи проценат смањења тврдоће што се не уклапа ни у једну досадашњу теорију о модалитетима умрежавања композита.

Одсуство повезаности тврдоће и процента смањења тврдоће указује да пуниоци не утичу доминантно на умрежавање полимера.

6.3.2. Дискусија савојне чврстоће

Постојала је значајна разлика у резултатима савојне чврстоће код испитиваних композита па је нулта хипотеза одбачена.

Резултати о умрежености се уклапају са савојном чврстоћом. Kalore и ТЕС који су имали више линеаран полимер показали су слабију отпорност на савијање. Filtek Bulk који је показао да поседује најумреженији полимер имао је и највећу савојну чврстоћу. EverX јесте имао линеаран полимер, а добру савојну чврстоћу али је она последица присуства стаклених влакана која ојачавају полимер независно од степена умрежености. Ово испитивање показује да је умреженост полимера један од фактора који битно утичу на отпорност материјала на савијање.

6.4. Дискусија контракције и померања композита

Запажене су значајне разлике у погледу контракције и померања између испитиваних „bulk-fill“ и универзалних композита па је зато нулта хипотеза одбачена.

Jang и сарадници су упоређивали полимеризациону контракцију, напон и дубину просветљавања течног композита G-aenial Universal Flo, два течна „bulk-fill“ композита Surefil SDR Flow и Venus Bulk fill, пастозног „bulk-fill“ композита Tetric N-Ceram Bulk fill са универзалним композитима Tetric Flow и Filtek Supreme Ultra. Користећи μ СТ за испитивање 3D волуметријске контракције „bulk-fill“ композита у кавитетима I класе откривено је да се највеће контракције дешавају на оклузалним површинама испитиваних композита.⁴⁰ Резултати ове студије потврђују да су се највеће деформације такође јавиле на оклузалној површини испуна.

Kim и сарадници су испитујући полимеризациону контракцију ниско и високовискозних „bulk“ и универзалних композита у кавитетима I класе утврдили да је контракција код свих високовискозних композита била сличних вредности и да се кретала у опсегу од 2,09 – 2,2%. Треба напоменути да су ове вредности

контракције забележене 600 сек. након полимеризације.³⁸ Такође, Hirata и сарадници су испитивали полимерizacionу контракцију једног универзалног и два ниско-контракциона „bulk-fill“ композита, помоћу 3D μ СТ. Контракција је мерена у кавитетима I класе, са и без коришћења адхезива. Полимерizacionа контракција за TЕС Bulk се кретала од 1,9 – 2,2%.^{94,121} У нашем истраживању вредности деформације (добијене одмах након полимеризације), за TЕС Bulk и за све остале испитиване композите, осим за EverX, кретале су се у опсегу 1 – 1,5%. Показано је да композити имају тенденцију да се контрахују знатно дуже након завршене светлосне полимеризације, чак и до 30 минута.⁹³ Нешто веће вредности контракције у студији Kim-а и сарадника у односу на нашу студију могу се објаснити тиме да је у претходном раду мерење урађено 10 минута након, а у нашој студији непосредно након завршене светлосне полимеризације. Експериментална поставка у методу дигиталне корелације слике захтева да узорак буде у идентичном положају пре, током и након сликања камерама. То ограничава могућности праћења пост-полимерizacionих димензионих промена материјала у експериментима са већим бројем узорака, који постају временски веома захтевни у тим случајевима.

Fronza и сарадници су испитивали конверзију мономера, микротврдоћу, маргиналну адаптацију и контракциони напон 4 „bulk-fill“ композита: Surefil SDR, Filtek Bulk-Fill, Tetric EvoCeram Bulk Fill и EverX Posterior и једног универзалног композита Herculite Classic. Највише вредности полимерizacionог напона су забележене за EverX Posterior, док је Tetric EvoCeram Bulk Fill имао најниже вредности овог параметра. EverX је такође показао највећу инциденцу за формирање микропукотине али ове вредности нису биле значајно више у односу на остале испитиване материјале.¹²² У нашем истраживању највећу вредност деформације од 2% је показао влакном ојачани „bulk-fill“ композит EverX, затим универзални композити TЕС и Z250. Ови резултати напона и контракције за EverX потврђују значај контракције као једног од фактора, мада не и јединог, који утиче на интензитет контракционог напона.

Поједини аутори¹²² сматрају да хоризонтални положај стаклених влакана утиче на вертикални правац полимерizacionе контракције код EverX-а. Ово истраживање је показало да вредности померања и контракције за вертикалне

кретње EverX-а су биле сличне као и код других „bulk-fill“ композита искључујући могућност да стаклена влакна утичу на контракцију код EverX-а.

Примена различитих протокола апликације адхезива („self-etch“ или „total-etch“) није имала утицај на појаву деформације код испитиваних „bulk-fill“ композита. То указује да оба коришћена адхезива (Adhese Universal и Single Bond Universal) постижу сличан квалитет адхезије за дентин.^{123, 124}

Milošević и сарадници су испитујући поља локалне деформације универзалног композита Z250, помоћу методе дигиталне корелације слика помоћу две камере, добили да се деформација по периферији симулираног испуна I класе кретала у просеку 3,5%, док се вредност деформације у централним деловима кретала у опсегу 1 – 1,5%.⁹⁰ И у актуелном истраживању на симулираним испунима II класе вредности контракције композита Z250 биле су у просеку око 1,5%, што указује на конзистентност понашања материјала, али и на поновљивост методе.

Универзални композити ТЕС и Z250 су у овом испитивању показали нешто већу деформацију у односу на друге испитиване материјале што је упоредиво са резултатима горе поменутих аутора. Такође, добијени резултати доказују да запремина коришћеног материјала нема одлучујући утицај на деформацију зато што су се ови композити користили у слојевима од по 2 mm за разлику од „bulk“ композита који су коришћени у слојевима од 4 mm.

Увођење мономера веће молекулске тежине и тзв. „модулатора“ полимеризације у значајној мери је утицало на смањење полимеризационе контракције. Поједини произвођачи су уградили „модулар“ полимеризације у смолу велике молекулске тежине и тиме постигли одлагање достизања гел фазе чиме су умањили полимеризациону контракцију, без негативног утицаја на степен конверзије.⁴

Без обзира на начин постављања у кавитет, запремину испуна и технику апликације адхезива, за све испитиване композите добијени су резултати да се померање кретало у распону 5 – 20 μm , осим за Filtek Bulk TE чије се померање кретало и до 30 μm .

Chuang и сарадници су вршили испитивање утицаја геометрије МОД кавитета на полимерizacionу контракцију и квржично извијање. За све рестаурације је коришћен микрохибридни композит Filtek Z250, а за процену димензионалних промена материјала је коришћена техника корелације дигиталних слика помоћу једне камере. Добијени резултати ове студије, између осталог, показују и да је померање композита Filtek Z250 износило до 10 μm , а да се најмања деформација јавила у средини испуна.¹²⁵ Резултати нашег истраживања се подударају са резултатима овог истраживања, померање композита Z250 се кретало између 5-10 μm , а најмања деформација код „bulk“ композита се дешавала у средишњем делу рестаурације, 2 mm од површине испуна.

6.5. Дискусија микропропустљивости испитиваних композита

Микропропустљивост је мерена у стандардизованим кавитетима II класе који су се налазили у дентину. Ово испитивање је показало да постоје значајне разлике по питању микроцурења између испитиваних „bulk-fill“ и универзалних композита па је зато одбачена нулта хипотеза.

Roggendorf и сарадници су испитивали квалитет маргиналне адаптације кавитета II класе где је течни „bulk-fill“ композит SDR апликован у слоју од 4 mm испод неког од универзалних композита и запазили мању појаву маргиналних пукотина гингивално у односу на оклузалне зидове. Резултати које су добили потврђују резултате ранијих истраживања, а то је да ортофосфорна киселина обезбеђује најбољи начин ретенције. Иако су самонагризајући адхезиви дали добре резултате, након термо-механичког оптерећивања показали су се мање отпорним на замор.⁵⁶

Stojanac је са сарадницима испитивао микроцурење композита у дентинским кавитетима. Испитивање је изведено методом бојених раствора, а добијени резултати показују да је продор боје статистички значајно већи на гингивалном у односу на оклузални зид кавитета.¹

Резултати овог истраживања се поклапају са резултатима претходних студија^{1, 126} по питању дубине продора боје. Код свих испитиваних композита је добијен већи продор боје на гингивалном у односу на оклузални зид.

Дентин се тежински састоји из 70% неорганског садржаја, 18% органског садржаја и 12% воде. Овакав проценат органске супстанце и воде представља велики изазов за остваривање везе адхезивног система са дентином. Величина кавитета као и облик и положај дентинских каналића такође могу имати велики утицај на квалитет рубног затварања.¹²⁷ Када је реч о гингивалном зиду, не сме се занемарити ни цемент који поседује грубља колагена влакна од дентина, па је остваривање везе још теже, тј. остварена веза је још слабија.¹²⁸

Још један од узрочника јачег микроцурења на гингивалном зиду у односу на оклузални може бити удаљеност извора светлости. Наиме, по правилу се светлосна полимеризација кавитета II класе врши из оклузалног правца. То значи да је слој адхезива у пределу гингивалног зида 3 – 4 и више mm удаљен од самог извора светлости. Повећана удаљеност лампе може умањити квалитет полимеризације слоја адхезива гингивално и учинити га пријемчивим за процесе „старења“. Pie и Fronza су испитујући степен конверзије „bulk-fill“ композита приметили да конверзија мономера у полимер опада са дубином испуна^{62, 122}, док Venetti сматра да је некомплетна полимеризација „bulk“ композита на препорученим дубинама главни разлог јачег микроцурења на гингивалном зиду.¹⁶

Анализирајући оклузално микроцурење, од свих испитиваних композита најлошији резултат је показао универзални композит Z250, а када је у питању гингивално микроцурење гиомер Beautiful.

Gonulol и сарадници испитујући стабилност боје, апсорпцију воде и растворљивост гиомера Beautiful II и два нанохибридна универзална композита Z250 и Tetric N-Ceram, закључили су да се код гиомера јавила значајно већа апсорпција воде и губитак боје и да треба бити обазрив у коришћењу овог гиомера када су у питању рестаурације где је битан естетски моменат.¹²⁹ Могуће да повећана апсорпција воде убрзава хидролитичке процесе у адхезиву доводећи до бржег „старења“ материјала, што би могао бити један од разлога појачаног микроцурења Beautiful-a.

Испитујући утицај различитих протокола апликације адхезива („self-etch“ или „total-etch“) на микроцурење дуж дентинских зидова, „total-etch“ техника апликације се сматра златним стандардом за остваривање добре везе између испуна и зубног ткива.^{56, 130}

У овом истраживању користећи различите протоколе апликације адхезива („self-etch“ или „total-etch“), универзални композит ТЕС није показивао разлику у продору боје оклузално и гингивално. Међутим, анализирајући микроцурење код „bulk“ композита ТЕС Bulk и Filtek Bulk, примећено је да се код ТЕС Bulk-а јавља јаче микроцурење на гингивалном зиду када се користио „self-etch“ протокол апликације адхезива, док се код Filtek Bulk-а јаче гингивално микроцурење јавило када је коришћен „total-etch“ протокол апликације. Све ово наводи на закључак да је одлучујућу улогу у микроцурењу имао коришћени адхезив, а не протокол његове апликације.

7. Закључци

На основу свестране анализе целокупног рада и добијених резултата изведени су следећи закључци:

1. Степен конверзије „bulk-fill“ композита је био упоредив са вредностима универзалних микро и нанохибридних композита.
2. Ниско-контракциони композит Kalore је показао најнижи степен конверзије и слабија механичка својства (тврдоћу и савојну чврстоћу) у односу на друге испитиване композите.
3. Пастозни композити, укључујући влакном ојачани композит EverX и гиомер Beautifil су имали до 10% неизреагованих C=C веза способних за излуживање.
4. „Bulk-fill“ композити су имали сличну или већу тврдоћу него нанохибридни композит ТЕС, а слабију него микрохибридни композит Z250.
5. Савојна чврстоћа „bulk-fill“ композита је знатно варирала при чему су Filtek Bulk и EverX имали знатно више вредности него ТЕС Bulk и Beautifil. У поређењу са контролним композитима, „bulk“ композити Filtek Bulk и EverX су имали највећу, док су ниско-контракциони композит Kalore и универзални композит ТЕС имали најмању савојну чврстоћу.
6. Умреженост полимера није зависила од врсте композита. Најбољу умреженост је показао Filtek Bulk, а најмању нанохибридни композит ТЕС. Ниско-контракциони композит Kalore и влакнима ојачани „bulk-fill“ композит EverX су показали тенденцију ка линеарном умрежавању полимера.
7. Није уочена линеарна зависност тврдоће и % смањења тврдоће након стајања у апсолутном алкохолу што сугерише да пуниоци не утичу, или бар не доминантно, на начин умрежавања полимера.
8. Контракција „bulk-fill“ композита ТЕС Bulk, Filtek Bulk и EverX је била слична или мања од контролних микро и нанохибридних композита Z250 и

ТЕС. „Bulk-fill“ композити су у погледу контракције имали слична својства као ниско-контракциони композит Kalore.

9. Анализа дистрибуције деформација (контракције) кроз дубину „bulk-fill“ испуна је указала да је зона око средине посматране апроксималне површине била поље најмање деформације. Степен деформације је готово линеарно опадао идући од слободне оклузалне површине ка дну рестаурације код универзалних (укључујући и ниско-контракциони Kalore) који су апликовани у слојевима од 2 mm.
10. Микроцурење је било израженије на гингивалном у односу на оклузални зид испрепарисаних кавитета. Гиомер Beautifil је показао највеће гингивално микроцурење у односу на све остале испитиване композите.
11. Комбинујући све добијене резултате, композит Filtek Bulk је показао најбоље избалансирана својства у поређењу са другим „bulk-fill“ и универзалним композитима.

Литература

1. Stojanac I, Drobac M, Petrovic L, et al. Microleakage of contemporary composite systems in dentin cavities. *Medicinski pregljed*. 2009;62(7-8):295-303.
2. Šutalo J. *Kompozitni materijali u stomatologiji*. Zagreb: Grafički Zavod Hrvatske. 1988.
3. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dental materials*. 2005;21(1):36-42.
4. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dental materials*. 2011;27(4):348-355.
5. de Oliveira DC, Rovaris K, Hass V, et al. Effect of low shrinkage monomers on physicochemical properties of dental resin composites. *Brazilian dental journal*. 2015;26(3):272-276.
6. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dental materials*. 2011;27(1):29-38.
7. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 1955;34(6):849-853.
8. Bowen R. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066112.
9. Causton BE, Miller B, Sefton J. The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: an in vitro study. *British Dental Journal*. 1985;159(12):397-400.
10. Stansbury JW. Synthesis and evaluation of novel multifunctional oligomers for dentistry. *Journal of dental research*. 1992;71(3):434-437.
11. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, et al. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*. 2006;11(2):E215-220.
12. Živković S, Vujašković M, Pap K, Grga Đ, Lukić A, Teodorović N. *Osnovi restaurativne stomatologije*. Beograd: Data status; 2009
13. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, et al. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(2):129-140.
14. Manhart J. Aplikacija kompozita "bulk" tehnikom. *Dental tribune Cro BiH ed*. 2013;4(6):22-23.
15. Taubock TT, Attin T. Bulk-Fill-Komposite. *Swiss Dental Journal*. 2016;126(7-8):694-695.
16. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative dentistry*. 2015;40(2):190-200.

17. Manhart J, Hickel R. [Bulk-fill-composites. Modern application technique of direct composites for posterior teeth]. *Swiss Dental Journal*. 2014;124(1):19-37.
18. Manhart J, Ilie N. State-of-the-art restorations for posterior teeth Tetric EvoCeram® Bulk Fill. (www.vivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/.../35588/).
19. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
20. Lee KR. Characteristics of ethoxylated-BisGMA as base resin of restorative composite. *International Journal of Material Science*. 2014;(4):119-123.
21. Boaro LC, Goncalves F, Guimaraes TC, et al. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of "low-shrinkage" commercial resin composites. *Dental materials*. 2013;29(4):398-404.
22. Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, et al. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. *Dental materials*. 2009;25(12):1509-1516.
23. Miletić V. Kompozitni materijali - sastav, polimerizacija, svojstva i klasifikacija. Autorizovana skripta.
24. Ferracane J, Greener E. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of Biomedical Materials Research* 1986;20(1):121-31.
25. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, et al. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental materials*. 2013;29(2):139-156.
26. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental materials*. 2013;29(9):e213-217.
27. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations* (2013);17:227-235.
28. 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. *Clinical oral investigations*. 2015;19(4):831-840.
29. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, et al. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clinical oral investigations*. 2016.
30. Zorzin J, Maier E, Harre S, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental materials*. 2015;31(3):293-301.
31. Durner J, Obermaier J, Draenert M, et al. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dental materials*. 2012;28(11):1146-1153.
32. Frauscher KE, Ilie N. Degree of conversion of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. *Clinical oral investigations*. 2013;17(2):635-642.

33. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, et al. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dental materials*. 2015;31(10):1207-1213.
34. Yu P, Yap A, Wang XY. Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Operative dentistry*. 2017;42(1):82-89.
35. Vujošević Lj, Stamenković D, Obradović Đuričić K, Pavlović G, Popović G. *Stomatološki materijali*. Medicinska knjiga, 1997, Beograd.
36. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of dentistry*. 1997;25(6):435-440.
37. Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, et al. Three-year clinical evaluation of two flowable composites. *Quintessence international*. 2010;41(6):497-503.
38. Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, et al. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2015;43(4):430-439.
39. Garoushi S, Sailyoja E, Vallittu PK, et al. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental materials*. 2013;29(8):835-841.
40. Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Operative dentistry*. 2015;40(2):172-180.
41. Garcia D, Yaman P, Dennison J, et al. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*. 2014;39(4):441-448.
42. Guo Y, Landis FA, Wang Z, Bai D, Jiang L, Chiang MY. Polymerization stress evolution of a bulk-fill flowable composite under different compliances. *Dental Materials*. 2016 Apr;32(4):578-86.
43. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dental Materials*. 2008;24:1501-1505.
44. Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Operative dentistry*. 2009;34(3):306-311.
45. Chuang SF, Jin YT, Liu JK, et al. Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Operative dentistry*. 2004;29(3):301-308.
46. Miletić V. Siloran tehnologija u restaurativnoj stomatologiji- osobine materijala i specifičnosti kliničke primene. *Stomatolog*. 2010;2/3:37-47.
47. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental materials*. 2005;21(1):68-74.
48. Kusgoz A, Ulker M, Yesilyurt C, et al. Silorane-based composite: depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in Class II cavities. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2011;23(5):324-335.
49. Burke FJ, Crisp RJ, James A, et al. Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dental materials*. 2011;27(7):622-630.

50. Thalacker C, Heumann A, Weinmann W, Guggenberger R, Luchterhandt T, Syrek A. Marginal integrity of class V silorane and methacrylate composite restorations. *Journal of Dental Research*. 2004;83(Spec Iss A):Abstract #1364. Available from: www.dentalresearch.org.
51. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, et al. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dental materials*. 2005;21(9):852-863.
52. Majety KK, Pujar M. In vitro evaluation of microleakage of class II packable composite resin restorations using flowable composite and resin modified glass ionomers as intermediate layers. *Journal of conservative dentistry* : 2011;14(4):414-417.
53. Sidhu SK. A comparative analysis of techniques of restoring cervical lesions. *Quintessence international*. 1993;24(8):553-559.
54. Stojanac I, Drobac M, Zarkovic B, et al. [One-year clinical evaluation of tooth-coloured materials in non-carious cervical lesions]. *Medicinski preglod*. 2011;64(1-2):15-20.
55. Campos EA, Ardu S, Lefever D, et al. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(5):575-581.
56. Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, et al. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *Journal of dentistry*. 2011;39(10):643-647.
57. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental materials*. 2014;30(2):149-154.
58. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(8):977-985.
59. Gamarra VS, Borges GA, Junior LH, et al. Marginal adaptation and microleakage of a bulk-fill composite resin photopolymerized with different techniques. *Odontology*. 2017.
60. Arslan S, Demirbuga S, Ustun Y, et al. The effect of a new-generation flowable composite resin on microleakage in Class V composite restorations as an intermediate layer. *Journal of conservative dentistry* : 2013;16(3):189-193.
61. Papadogiannis D, Tolidis K, Gerasimou P, et al. Viscoelastic properties, creep behavior and degree of conversion of bulk fill composite resins. *Dental materials*. 2015;31(12):1533-1541.
62. Ilie N, Kessler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of dentistry*. 2013;41(8):695-702.
63. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, et al. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(8):993-1000.
64. Rosatto CM, Bicalho AA, Verissimo C, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of dentistry*. 2015;43(12):1519-1528.

65. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, et al. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *Journal of dentistry*. 2016;52:70-78.
66. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, et al. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dental materials journal*. 2016;35(3):418-424.
67. Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, et al. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restorative dentistry & endodontics*. 2015;40(4):262-270.
68. Monterubbianesi R, Orsini G, Tosi G, et al. Spectroscopic and Mechanical Properties of a New Generation of Bulk Fill Composites. *Frontiers in physiology*. 2016;7:652.
69. Galvao MR, Caldas SG, Bagnato VS, et al. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *European journal of dentistry*. 2013;7(1):86-93.
70. Marigo L, Spagnuolo G, Malara F, et al. Relation between conversion degree and cytotoxicity of a flowable bulk-fill and three conventional flowable resin-composites. *European review for medical and pharmacological sciences*. 2015;19(23):4469-4480.
71. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of dentistry*. 2005;33(5):389-398.
72. Wilson NH, Burke FJ, Mjor IA. Reasons for placement and replacement of restorations of direct restorative materials by a selected group of practitioners in the United Kingdom. *Quintessence international*. 1997;28(4):245-248.
73. Fontes ST, Fernandez MR, de Moura CM, et al. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2009;17(5):388-391.
74. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, et al. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *Journal of the American Dental Association*. 2004;135(5):587-594; quiz 654.
75. Manojlovic D, Dramicanin MD, Lezaja M, et al. Effect of resin and photoinitiator on color, translucency and color stability of conventional and low-shrinkage model composites. *Dental materials*. 2016;32(2):183-191.
76. Abdelraouf RM, Habib NA. Color-Matching and Blending-Effect of Universal Shade Bulk-Fill-Resin-Composite in Resin-Composite-Models and Natural Teeth. *BioMed research international*. 2016;2016:4183432.
77. Shamszadeh S, Sheikh-Al-Eslamian SM, Hasani E, et al. Color Stability of the Bulk-Fill Composite Resins with Different Thickness in Response to Coffee/Water Immersion. *International journal of dentistry*. 2016;2016:7186140.
78. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, et al. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2016.

79. van Dijken JW, Pallesen U. Randomized 3-year clinical evaluation of Class I and II posterior resin restorations placed with a bulk-fill resin composite and a one-step self-etching adhesive. *The journal of adhesive dentistry*. 2015;17(1):81-88.
80. van Dijken JW, Pallesen U. Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of dentistry*. 2016;51:29-35.
81. Owen T. *Fundamentals of UV-visible spectroscopy*. Hewlett-Packard Co. 1996.
82. Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *Journal of dental research*. 1994;73(2):516-521.
83. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photocuring units. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1998; 5: 348-353.
84. Blažić L, Pantelić D, Brkanić T. Spektrofotometrijska analiza apsorpcionih spektara kompozitnih restaurativnih materijala. *Stomatološki glasnik*, 2002; vol. 49.
85. da Silva EM, Almeida GS, Poskus LT, et al. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *Journal of applied oral science* : 2008;16(2):161-166.
86. Feilzer AJ, Dauvillier BS. Effect of TEGDMA/BisGMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *Journal of dental research*. 2003;82(10):824-828.
87. Fleming GJ, Khan S, Afzal O, et al. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *Journal of dentistry*. 2007;35(2):97-103.
88. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dental materials*. 1991;7(4):281-287.
89. Atai M, Watts DC. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dental materials*. 2006;22(8):785-791.
90. Milosevic M, Miletic V, Mitrovic N, Manojlovic D, Savic ST, Maneski T. Measurement of local deformation fields in dental composites using 3D optical system. *Chemicke Listy* 105,2011; s751-s753.
91. Miyasaka T, Okamura H. Dimensional change measurements of conventional and flowable composite resins using a laser displacement sensor. *Dental materials journal*. 2009;28(5):544-551.
92. Sharp LJ, Choi IB, Lee TE, et al. Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *Journal of dentistry*. 2003;31(2):97-103.
93. Li J, Fok ASL, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dental Materials*. 2009;25(5):582-8.

94. Hirata R, Clozza E, Giannini M, et al. Shrinkage assessment of low shrinkage composites using micro-computed tomography. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2015;103(4):798-806.
95. Miletic V, Peric D, Milosevic M, et al. Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk-fill, low-shrinkage and conventional composites. *Dental materials*. 2016;32(11):1441-1451.
96. Hamesfahr P, Huang CT. Microleakage and bond strenght of resin restorations with various bonding agents. *Dental Materials*. 1987;194-199.
97. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *Journal of dentistry*. 1992;20(1):3-10.
98. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, et al. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *Journal of the American Dental Association*. 2011;142(10):1176-1182.
99. van Dijken JW, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of "bulk-filled" posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dental materials*. 2014;30(9):e245-251.
100. BEAUTIFIL-Bulk. www.bestdentalshop.net/download/587.pdf.
101. Hasanreisoglu U, Sonmez H, Uctasli S, et al. Microleakage of direct and indirect inlay/onlay systems. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23(1):66-71.
102. Gerdolle DA, Mortier E, Loos-Ayav C, et al. In vitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(6):563-570.
103. Juloski J, Goracci C, Rengo C, et al. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *American journal of dentistry*. 2012;25(4):239-243.
104. Truffier-Boutry D, Demoustier-Champagne S, Devaux J, et al. A physico-chemical explanation of the post-polymerization shrinkage in dental resins. *Dental materials*. 2006;22(5):405-412.
105. Price RB, Whalen JM, Price TB, et al. The effect of specimen temperature on the polymerization of a resin-composite. *Dental materials*. 2011;27(10):983-989.
106. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, et al. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. *Journal of dentistry*. 2015;43(2):209-218.
107. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002;23(8):1819-1829.
108. Stansbury JW. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dental materials*. 2012;28(1):13-22.
109. Skrtic D, Antonucci JM. Effect of Chemical Structure and Composition of the Resin Phase on Vinyl Conversion of Amorphous Calcium Phosphate-filled Composites. *Polymer international*. 2007;56(4):497-505.

110. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, et al. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dental materials*. 2010;26(10):947-953.
111. Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman AI, et al. Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. *European journal of orthodontics*. 2005;27(2):173-179.
112. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of dental research*. 1988;67(6):932-937.
113. Manojlovic D, Radisic M, Vasiljevic T, et al. Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *Dental materials*. 2011;27(4):371-378.
114. Cebe MA, Cebe F, Cengiz MF, et al. Elution of monomer from different bulk fill dental composite resins. *Dental materials*. 2015;31(7):e141-149.
115. Leprince J, Palin WM, Mullier T, et al. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(5):364-376.
116. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *Journal of oral rehabilitation*. 1990;17(5):487-494.
117. Abuelenain D, Neel EA, Al-Dharrab A. Surface and Mechanical Properties of Different Dental Composites. *Austin Journal of Dentistry*. 2015;2(2): 1019.
118. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, et al. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental materials*. 2012;28(5):521-528.
119. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental materials*. 2006;22(3):211-222.
120. Schneider LF, Moraes RR, Cavalcante LM, et al. Cross-link density evaluation through softening tests: effect of ethanol concentration. *Dental materials*. 2008;24(2):199-203.
121. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dental materials*. 2016;32(8):998-1006.
122. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental materials*. 2015;31(12):1542-1551.
123. Ivoclar Vivadent. *Adhese Universal: Scientific Documentation*. 2015.
124. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2015;43(7):765-776.
125. Chuang SF, Chang CH, Chen TY. Spatially resolved assessments of composite shrinkage in MOD restorations using a digital-image-correlation technique. *Dental materials*. 2011;27(2):134-143.
126. Manhart J, Chen HY, Mehl A, et al. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *Journal of dentistry*. 2001;29(2):123-130.

127. Hansen EK, Asmussen E. Comparative study of dentin adhesives. *Scandinavian journal of dental research*. 1985;93(3):280-287.
128. Joseph A, Santhosh L, Hegde J, et al. Microleakage evaluation of Silorane-based composite and methacrylate-based composite in class II box preparations using two different layering techniques: an in vitro study. *Indian journal of dental research*. 2013;24(1):148.
129. Gonulol N, Ozer S, Sen Tunc E. Water Sorption, Solubility, and Color Stability of Giomer Restoratives. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2015;27(5):300-306.
130. Eliades G, Watts DC, Eliades T. *Dental hard tissues and bonding*. Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag; 2005.

ИНДЕТИФИКАЦИОНА СТРАНИЦА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

<i>I. Аутор</i>	
Име и презиме: <i>Дејан М. Перић</i>	
Датум и место рођења: <i>14.09.1976. год., Скопље</i>	
Садашње запослење: <i>Медицински факултет Приштина, Косовска Митровица</i>	
<i>II. Докторска дисертација</i>	
Наслов: „Упоредна анализа физичких својстава и квалитета везе са зубним ткивима „bulk-fill“ композита у односу на универзалне композите“	
Број страница: 89	
Број слика: 12	
Број библиографских података: 130	
Установа и место где је рад израђен: <i>Медицински факултет Приштина, Косовска Митровица</i>	
Научна област (УДК): <i>Стоматолошке науке</i>	
Ментор: <i>Доц. др Весна Милетић</i>	
<i>III. Оцена и одбрана</i>	
Датум пријаве теме: <i>22.9.2014.</i>	
Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације: <i>05-586/09.04.2015.</i>	
Комисија за оцену подобности теме и кандидата: <i>Проф. др Милан Живковић-председник</i> <i>Доц. др Весна Милетић-ментор, члан</i> <i>Др сци. Милош Милошевић, виши научни сарадник-члан</i> <i>Доц. др Александар Митић-члан</i> <i>Доц. др Владимир Матвијенко-члан</i>	
Комисија за оцену докторске дисертације: <i>Проф. др Милан Живковић-председник</i> <i>Доц. др Весна Милетић-ментор, члан</i> <i>Др сци. Милош Милошевић, виши научни сарадник-члан</i>	
Комисија за одбрану докторске дисертације: <i>Проф. др Милан Живковић-председник</i> <i>Доц. др Весна Милетић-ментор, члан</i> <i>Др сци. Милош Милошевић, виши научни сарадник-члан</i>	
Датум одбране дисертације:	

Биографија

Асс. мр сци. др Дејан Перић је рођен 14.09.1976. године у Скопљу. Основну и средњу школу завршио је у Липљану са одличним успехом. Студије стоматологије започео је школске 1995/96. године на Медицинском факултету у Приштини на коме је и дипломирао 02.06.2004. године са просечном оценом 8.17.

У току студија је на 41. Конгресу студената медицине и стоматологије реферисао један стручно-истраживачки рад.

Школске 2004/05. године добија награду Српског лекарског друштва за најбоље дипломираног студента на Медицинском факултету Приштина, студијска група стоматологија.

Обавезан лекарски стаж је обавио у Дому здравља Вождовац- Београд и Клиничко- болничком центру Приштина- одсек стоматологија, у Косовској Митровици. Стручни испит је положио 26.07.2005. године у Министарству здравља Републике Србије.

Од 01.02.2005. године ради као асистент приправник на Катедри за стоматологију, на предмету Болести зуба, на Медицинском факултету Приштина у Косовској Митровици.

Школске 2005/06. је уписао последипломске студије на Медицинском факултету Приштина и положио све предвиђене испите.

Специјалистички испит из Болести зуба и ендодонције је положио 29.03.2010. на Медицинском факултету Приштина у Косовској Митровици и стекао звање специјалисте за Болести зуба и ендодонцију.

Магистарску тезу под насловом **„Клиничка и микроморфолошка испитивања некаријесних цервикалних лезија зуба“** одбранио је 12.12.2012. године на Медицинском факултету Приштина у Косовској Митровици и стекао звање Магистра стоматолошких наука.

Од 01.06.2012. године ради као асистент на Катедри за стоматологију- ужа научна област Болести зуба- клиника.

Аутор и коаутор је више стручних радова. Ментор је два студентска научно-истраживачка рада који су излагани на Конгресима студената медицине и стоматологије.

У току извођења практичне наставе свесрдно се залаже како би студентима стоматологије што стручније пренео своје знање и искуство из области Болести зуба и ендодонције.

Досадашњим ангажовањем на Клиници за болести зуба, др Дејан Перић је показао преданост и склоност ка научно- истраживачком раду.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а ДЕЈАН М. ПЕРИЋ

број индекса _____

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

**„УПОРЕДНА АНАЛИЗА ФИЗИЧКИХ СВОЈСТАВА И КВАЛИТЕТА ВЕЗЕ
СА ЗУБНИМ ТКИВИМА „BULK-FILL“ КОМПОЗИТА У ОДНОСУ НА
УНИВЕРЗАЛНЕ КОМПОЗИТЕ“**

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

Потпис докторанда

У Косовској Митровици, _____

Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора ДЕЈАН М. ПЕРИЋ

Број индекса

Студијски програм Докторске студије медицинских наука

Наслов рада **„УПОРЕДНА АНАЛИЗА ФИЗИЧКИХ СВОЈСТАВА И
КВАЛИТЕТА ВЕЗЕ СА ЗУБНИМ ТКИВИМА „BULK-FILL“ КОМПОЗИТА У
ОДНОСУ НА УНИВЕРЗАЛНЕ КОМПОЗИТЕ“**

Ментор Доц. др Весна Милетић

Потписани/а Дејан М. Перић

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Приштини, са привременим седиштем у Косовској Митровици.**

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања 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 Приштини, са привременим седиштем у Косовској Митровици.

Потпис докторанда

У Косовској Митровици, _____

Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Приштини, са привременим седиштем у Косовској Митровици унесе моју докторску дисертацију под насловом:

„УПОРЕДНА АНАЛИЗА ФИЗИЧКИХ СВОЈСТАВА И КВАЛИТЕТА ВЕЗЕ СА ЗУБНИМ ТКВИМА „BULK-FILL“ КОМПОЗИТА У ОДНОСУ НА УНИВЕРЗАЛНЕ КОМПОЗИТЕ“

која је моје ауторско дело.

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

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Приштини са привременим седиштем у Косовској Митровици могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. **Ауторство – некомерцијално – без прераде**
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Косовској Митровици, _____