

УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ

– СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ –

Клиника за болести на забите и ендодонтот



М-р Емилија Костадиновска

**МИКРОПРОПУСТЛИВОСТА И ЈАЧИНАТА НА ВРСКАТА
КАЈ КОМПОЗИТНИТЕ МАТЕРИЈАЛИ СО ПРИМЕНА НА
РАЗЛИЧНИ ТЕХНИКИ НА АПЛИКАЦИЈА**

Докторска дисертација

МЕНТОР: Проф. д-р Соња Еленчевска Апостолска

Скопје, мај 2019 година

Наслов: „ Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација “

ИЗРАБОТИЛ: М-р Емилија Костадиновска

Ментор: Проф. д-р Соња Еленчевска Апостолска

Област: Превентивно реставративна стоматологија и ортодонција

Датум на јавна одбрана:

КОМИСИЈА ЗА ОДБРАНА НА ДОКТОРСКАТА ДИСЕРТАЦИЈА:

Проф. д-р

Проф. д-р

Проф. д-р

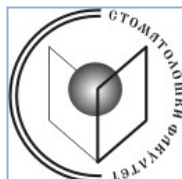
Проф. д-р

Проф. д-р

УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ

– СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ –

Клиника за болести на забите и ендодонтот



М-р Емилија Костадиновска

**МИКРОПРОПУСТЛИВОСТА И ЈАЧИНАТА НА ВРСКАТА
КАЈ КОМПОЗИТНИТЕ МАТЕРИЈАЛИ СО ПРИМЕНА НА
РАЗЛИЧНИ ТЕХНИКИ НА АПЛИКАЦИЈА**

Докторска дисертација

МЕНТОР: Проф. д-р Соња Еленчевска Апостолска

Скопје, мај 2019 година

Наслов: „ Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација “

ИЗРАБОТИЛ: М-р Емилија Костадиновска

Ментор: Проф. д-р Соња Еленчевска Апостолска

Област: Превентивно реставративна стоматологија и ортодонција

Датум на јавна одбрана:

КОМИСИЈА ЗА ОДБРАНА НА ДОКТОРСКАТА ДИСЕРТАЦИЈА:

Проф. д-р

Проф. д-р

Проф. д-р

Проф. д-р

Проф. д-р

КРАТКА СОДРЖИНА

SUMMARY

КРАТЕНКИ

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД	2
2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА	14
3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО	29
3.1 Мотив на истражувањето	29
3.2 Цели на истражувањето	29
3.3 Работни хипотези	31
3.3.1 ГЛАВНА (НУЛТА) ХИПОТЕЗА	31
3.3.2 ДОПОЛНИТЕЛНИ ХИПОТЕЗИ.....	31
4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД	33
4.1 Експериментален дизајн	33
4.1.1 ИЗБОР И СЕЛЕКЦИЈА НА ЗАБИТЕ	33
4.1.2 ПОДГОТОВКА НА ПОВРШИНАТА НА ЗАБИТЕ ЗА МЕРЕЊЕ НА СИЛАТА НА СМОЛКНУВАЊЕ.....	34
4.1.2a ПОДГОТОВКА НА ПОВРШИНАТА НА ЗАБИТЕ ЗА АНАЛИЗА НА МИКРОПРОПУСТЛИВОСТА.....	34
4.1.3 ПОДГОТОВКА НА ИСТРАЖУВАЧКИОТ ПРИМЕРОК	37
4.1.4 ПОДГОТОВКА НА ПОВРШИНАТА НА ИСТРАЖУВАЧКИОТ ПРИМЕРОК ЗА МЕРЕЊЕ НА СИЛАТА НА СМОЛКНУВАЊЕ.....	37
4.1.5 МАРКАЦИЈА НА ДЕНТИНСКАТА ПОВРШИНА	40

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

4.1.9 СКЛАДИРАЊЕ НА ПОДГОТВЕНИТЕ ПРИМЕРОЦИ	41
4.2 Материјали користени во истражувањето	41
4.3 Методологија на истражувањето.....	44
4.3.1 ИСПИТУВАЊЕ НА СИЛАТА НА СМОЛКНУВАЊЕ (SHEAR BOND STRENGTH TEST, SBS-ТЕСТИРАЊЕ).....	47
4.3.2. ИСПИТУВАЊЕ НА МИКРОПРОПУСТЛИВОСТА (СКЕНИНГ ЕЛЕКТРОНСКИ МИКРОСКОП – СЕМ АНАЛИЗА).....	54
4.5 Метод на статистичка анализа	58
5. РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО	60
6. ДИСКУСИЈА.....	116
7. ЗАКЛУЧОЦИ	133
8. ЛИТЕРАТУРА	137

КРАТКА СОДРЖИНА

Bulk Fill композити се воведени во стоматологијата со цел да се поедностави реставративната процедура и да се намали клиничкото време за поставување на реставрации на бочните заби. Зголемената нивна транспарентност овозможува полимеризација до длабочина од 4-5 mm. Индикации за употреба на Bulk fill композитните материјали се: реставрации во постериорната регија (кавитети I и II класа), реставрации на кавитети од V-та класа (кариес во вратот на забот, ерозии на корените, клинести дефекти), реставрации на млечни заби, превентивно залевање на фисури. Можат да се користат и за индиректни реставрации, шинирање, како и поправка на дефекти на керамички реставрации. Ниско - вискозните bulk fill материјали се користат како подлога во кавитетите, а може да се користат и кај минимална инвазивна тунел препарација. Меѓутоа се наметнува прашањето дали bulk fill композитите се компарабилни со конвенционалните композити во однос на нивната адхезија и микропропустливост кои се сметаат како едни од главните причини за неуспехот на реставрацијата. Затоа целта на нашата студија беше да ја оцениме микропропустливоста и јачината на врската помеѓу материјалот и тврдите заби ткива, кај различни композитни реставративни материјали, при примена на различни адхезивни системи и различна техника на апликација, да утврдиме дали видот на композитниот материјал т.е неговиот состав влијае на микропропустливоста и јачината на врската на композитниот материјал со тврдите забни ткива.

Во нашето истражување употребивме 100 екстрахирани молари како и калапи со стандардизиран облик и димензии за мерење на силата на смолкнување и 30 екстрахирани молари за испитување на микропропустливоста. Забите беа без кариес, фрактури и реставрации. Веднаш по екстракцијата се чуваа во дестилирана вода на собна температура до почетокот на истражувањето. Истражувачките примероци и нивната дентинската површина ја подготвивме според препораките на ISO-стандардите за адхезивни испитувања. Во нашето истражување ги користевме следниве композитни материјали: Filtek Z250 (3M ESPE)- хибриден композит, Gradia posterior (GC Corp. Tokyo, Japan) - микрохибриден композит и три вида на bulk fill композити- TetricEvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG. Liechtenstein), Tetric EvoFlow Bulk Fill

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

(Ivoclar. Vivadent. AG. Liechtenstein) и SureFil® SDR® Flow (Dentsply. Konstanz. Germany). Адхезивните системи што ги користевме во студијата се Adper Singl bond Plus Adhesive (3M ESPE) и G bond (GC Corp. Tokyo. Japan). Користена е целоснонагризувачка (total-etch) и самонагризувачка техника (self etch) на апликација на адхезивниот систем. Подготвените истражувачки примероци, за мерење на силата на смолкнување, беа поделени на 10 групи, со по 10 заби и тоа: Група I (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive), Група II (Filtek™ Z250+ G bond), Група III (Gradia + Adper Singl bond Plus adhesive), Група IV (Gradia +G bond), Група V (Tetric evoflow bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive), Група VI (Tetric evoflow bulk fill + G bond), Група VII (SDR - Adper Singl bond Plus adhesive), Група VIII (SDR –G bond), Група IX (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) и Група X (Tetric evoceram bulk fill + G bond). Силата на смолкнување ја меревме со универзална машина за тестирање **INSTRON 4301** каде што вршевме SBS-тест со закривен (назабен) раб (**NOCHED EDGE**), со брзина од 1 mm во минута.

На оклузалната површина од 30 екстрахираните молари за да ја анализираме микропропустливоста, испрепариравме кавитети I класа со длабочина од 5 mm. Потоа забите по случаен избор ги поделивме на 10 групи со по 3 примероци и ги реставриравме по редоследот на групи како за испитувањето на силата на смолкнување. За та ја испитаме микропропустливоста користевме скенинг електронски микроскоп од TESCAN, VEGA3LMU модел, плус дополнителни 10 mm² SDD детектор x-act, сометодот на пасивен продор на боја од 50% раствор на сребро нитрат.

Статистичката анализа е изработена со статистичките програми: STATISTICA, version 10 и IBM SPSS 20.0. Собраните податоци се обработени со помош на следните статистички методи: (просек и стандардна девијација), Mann-Whitney U-тест, Analysis of Variance – ANOVA, Post hoc Tukey HSD-тест, Shapiro-Wilk.

За CI (confidence-интервал ± 95% CI) е дефинирана статистичката значајност за ниво на грешка помало од 0,05 (p).

Врз основа на реализацијата на поставените цели и нашата нулта хипотеза дека микропропустливоста и јачината на врската кај Bulk fill композитните материјали е иста како кај хибрирдните конвенционални композитини материјали, дојдовме до сопствени

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

сознанија за bulk fill реставративните материјали. Од стекнатите сознанија ги извадивме следните заклучоци: Bulk fill композитните материјали, проценети во нашата студија, ги задоволуваат барањата на овој тип материјали во смисла на нивната маргинална адаптација врз сидот од кавитетот. Тестот за пенетрација на боја покажа дека нема микропропустливост за висок процент (66.7%) од тестираните реставрации. Најдобар скор за микропропустливост добивме кај SDR – от независно од адхезивниот систем.

Анализата на резултатите на просечните вредности на јачината на силата на смолкнување покажа дека во втората група просечната вредност на јачината е најголема и изнесува 5.6 ± 1.8 Мра, во третата група просечната вредност на јачината е најмала и изнесува 3.2 ± 1.1 Мра. Оваа разлика се должи на статистички сигнификантната разлика помеѓу Filtek™ Z250 + G bond наспроти SDR – Adper Singl bond Plus adhesive; Filtek™ Z250 + G bond наспроти Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive и Filtek™ Z250 + G bond наспроти Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive останатите разлики се статистички несигнификантни. Видот на реставративниот материјал т.е неговиот состав влијае врз јачината на врската. Материјалите што содржат поголем процент на полнило во нивниот состав може да покажат подобра сила на врската.

Видот на реставративната техника не влијае врз микропропустливоста додека видот на адхезивниот системт влијае врз микропропустливоста помеѓу композитот и сидовите од кавитетот т.е со total-etching adhesive systems добиваме подобра маргинална адаптација на композитниот материјал во споредба со self-etching adhesive systems со total-etching adhesive systems.

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Техниката на апликација- Слоевита техника (во сите групи, 4.4 ± 1.7) верзус Техника на апликација- Bulk техника (во сите групи, 4.0 ± 1.5), е статистички не сигнификантна. Овие резултати укажуваат на тоа дека техниката на апликација на композитниот материјал не влијае на јачината на врската, односно bulk fill композитите имаат јачина на врска како и конвенционалните хибридни композити, без разлика на видот на адхезивниот систем.

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Bulk fill композитните материјали може да претставуваат сигурни алтернативи на конвенционалните хибридни композити. Ова може да биде од потенцијална корист за стоматолозите, бидејќи bulk fill композитните материјали се поедноставни за ракување од конвенционалните композити и можат да се применуваат поефикасно во клиничката пракса.

Подготовката на истражувачките примероци ја завршивме на Европски Универзитет-факултет за стоматологија, тестирањето на силата на смолкнување ја завршивме на Јоже Стефан институтот, оддел за стоматологија, Љубљана, во акредитираната Лабораторија за калибрација на сила и момент на сила, додека проценката на микропропустливоста на факултетот за природни и технички науки, Универзитет Гоце Делчев – Штип.

Клучни зборови: bulk fill композити, атхезија, сила на смолкнување микропропустливост

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. Indications for the use of Bulk fill composite materials are: direct restorations in the posterior region (cavities I and II class), restorations of V-th class cavities (cervical caries, root erosions), restorations of deciduous teeth, Extended fissure sealing in molars and premolars. They can also be used for indirect restoration including inlays, onlays and veneers, splinting, repair of defects in porcelain restorations, enamel, and temporaries. Low shrinkage bulk fill materials are used as base/liner under direct restorations, and can also be used in minimal invasive tunnel preparation. However, the question arises whether the adhesion and microleakage of bulk-fill materials with altered composition are comparable to conventional composites. Therefore, the aim of our study was to evaluate the microleakage and shear bond strength between the composite material and the hard dental tissue in different composite restorative materials, using different adhesive systems and different application techniques, to determine whether the type of composite material, the composition affects the microleakage and shear bond strength of composite material with hard dental tissues.

In our research we used 100 extracted molars and standardized plastic molds were used to perform the experiments for shear bond strength test and 30 extracted molars for microleakage assessment. The teeth were without caries, fractures and restoration. Immediately after extraction, they were stored in distilled water at room temperature until the start of the study. We have prepared the research samples and their dentine surface according to the recommendations of ISO standards for adhesion tests. The following composites were used in the study: Filtek Z250 (3M ESPE) –hybrid composite, Gradia posterior (GC Corp. Tokyo. Japan) - microhybrid composite and bulk fill composites - TetricEvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG. Liechtenstein), Tetric EvoFlow Bulk Fill (Ivoclar. Vivadent. AG. Liechtenstein) и SureFil® SDR® Flow (Dentsply. Konstanz. Germany). The adhesives systems how we used in our study are: Adper Singl bond Plus Adhesive (3M ESPE) и G bond (GC Corp. Tokyo. Japan). The "self-etch" and "total-etch" adhesive application protocols were

used as per manufacturers' instructions. The prepared research samples for the shear strength test were randomly selected 10 groups with 10 teeth. Group I (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive), Group II (Filtek™ Z250+ G bond), Group III (Gradia + Adper Singl bond Plus adhesive), Group IV (Gradia +G bond), Group V (Tetric evoflow bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive), VI (Tetric evoflow bulk fill + G bond), Group VII (SDR - Adper Singl bond Plus adhesive), VIII Group (SDR -G bond), Group IX (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) и Group X (Tetric evoceram bulk fill + G bond). We measured the shear strength test with a universal testing machine INSTRON 4301 where we performed a SBS test with a curved edge (NOCHED EDGE) at a speed of 1 mm per minute.

On the occlusal surface of 30 extracted molars to analyze the micro-permeability, we made preparation class I cavities with a depth of 5 mm. Then we randomly selected the teeth into 10 groups with 3 samples and restored them in the order of groups as for the shear strength test. We used a scanning electron microscope from the TESCAN, VEGA3LMU model, plus an additional 10 mm² SDD detector x-act, a co-method of passive color penetration of a 50% solution of silver nitrate to analyze the microleakage .

Statistical analysis is made in statistical programs: STATISTICA version 10; IBM SPSS 20.0. The collected data are processed using the following statistical methods: (average and standard deviation), Mann-Whitney U test, Analysis of Variance -ANOVA, Post hoc Tukey HSD test, Shapiro-Wilk.

For CI (confidence interval \pm 95% CI), the statistical significance for a level of error less than 0,05(p) is defined.

Based on the realization of the set goals and our zero hypothesis that the micro permeability and shear strength of Bulk fill composite materials is the same as hybrid conventional composite materials, we have come to our own knowledge about bulk fill restorative materials. From the acquired knowledge we took the following conclusions: Bulk fill composite materials, estimated in our study, satisfy the requirements of this type of materials in terms of their marginal adaptation to the wall of cavity. The color penetration test showed that there was no high permeability (66.7%) of the tested restorations. The best micro - permeability score was obtained with the SDR independent of the adhesive system.

The analysis of the results of the average values of the shear strength test showed that in the second group the average value of the strength was the highest 5.6 ± 1.8 Mpa, in the third group the mean value of the strength was the smallest 3.2 ± 1.1 Mpa. This difference is due to the statistically significant difference between Filtek™ Z250 + G bond versus SDR - Adper Singl bond Plus adhesive; Filtek™ Z250 + G bond vs. Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive and Filtek™ Z250 + G bond versus Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive other differences are statistically non-significant. The type of restorative material, and its composition, affects the strength of the connection. Materials that contain a higher percentage of filler in their composition may exhibit a better bond strength.

The type of restorative technique does not affect micro-permeability while the type of adhesive system affects the micro-permeability between the composite and the walls of the cavity, in fact with total-etching adhesive systems, we obtain a better marginal adaptation of the composite material compared to self-etching adhesive systems.

The difference between the average bond strength values in the composite materials depending on the Application Technique - layered technique (in all groups, 4.4 ± 1.7) versus Application Technique - Bulk technique (in all groups, 4.0 ± 1.5), is statistically not significant. These results indicate that the application technique of the composite material does not affect the strength of the bond, in fact bulk fill composites have a bond strength as well as conventional hybrid composites, regardless of the type of adhesive system.

Bulk fill composite materials can provide reliable alternatives to conventional hybrid composites. This can be of potential benefit to dentists because bulk fill composites are simpler to handle than conventional composites and can be applied more effectively in clinical practice.

We completed research samples at the European University - Faculty of Dentistry, we completed testing of the shear strength at the Jože Stefan Institute, Department of Stomatology, Ljubljana, in the accredited Laboratory, while the assessment of the micro-permeability of the faculty for biological and technical sciences, Goce Delcev University - Stip.

Key words: Bulk fill composite, adhesion, shear bond strength, microleakage

Кратенки

Bis-EMA	bisfenol-A-etilmetakrilat
Bis-GMA	bisfenol-A-glicidil metakrilat
TEDGMA	trietilen-glikol-dimetakrilat
UDMA	uretandimetakrilat
SBST	shear bond strength test
SE	self-etching adhesive systems
TE	total-etching adhesive system
SEM	scanning electron microscopy
ISO	International Standard Organization
MPa	мегапаскал
N	њутн
µm	микрометар (микрон)

*Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со
примена на различни техники на апликација*

*Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со
примена на различни техники на апликација*

ВОВЕД

1. ВОВЕД

Композитита на база на смола (Resin bases composit-RBC) се најшироко користени современи стоматолошки реставративни материјали, уште од 1962 година, кога се добиени со комбинација на диметилакрилат т.н Bowen-ова Bis-GMA органска матрица (изградена од епокси смола и метилакрилатна киселина) и силинизиран кварцен прав. Во остварување на современите барања на клиничката пракса, композитните материјали претставуваат чекор напред, од амалгамот, пред се поради своите естетски особини, прифатливите физички и хемиски карактеристики, како и поради задоволителната биокompatibilност. (Van Meerbeek B и соработниците¹)

Композитите во суштина се направени од три основни компоненти: органски матрикс, неоргански исполнувач и органско-неоргански сврзувачки агенси. Во составот на органскиот матрикс, влегуваат: мономер, иницијатор, инхибитор на полимеризацијата, пигменти и стабилизатори. Во составот на неорганскиот исполнувач влегуваат: стакло, кварц, колоидна силика.

Органската матрица е направени од мономери, кои поради полимеризација се врзуваат во полимери и формираат тродимензионална мрежа, што е исполнети со полинила, и на тој начин се подобруваат физичките и механичките својства на мрежата.

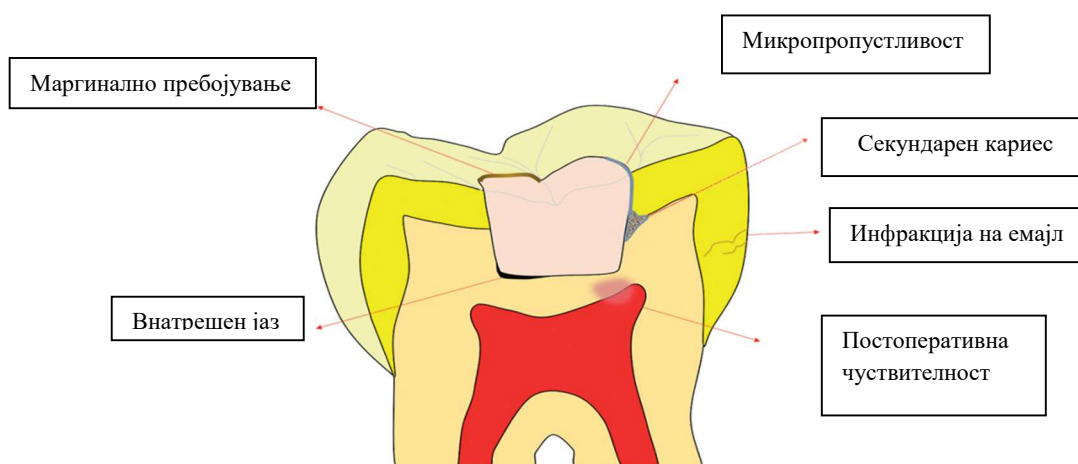
Во прилог на споменатите компоненти, композитите содржат помали количини на дополнителни материјали кои придонесуваат на целокупниот квалитет на материјалот, како што се: иницијатори на полимеризацијата, разни адитиви, стабилизатори, инхибитори, пигменти итн. Материјалите за полнење обично вклучуваат

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

честички од стакло или кварц, или честички на споено стакло. Органско-неоргански лепило обично се додава во самите честички на филерот, а неорганскиот крај на молекулата се поврзува со него, при што органскиот крај на молекулата има тенденција да се врзува со матрицата на смолата, со што се обединува органската и неорганската компонента на композитот.

Композитот е неметал, не содржи жива, термички и електрично инертен, поседува способност директно да се поврзува со тврдите забни ткива, и обезбедува задоволувачки естетски изглед на природен заб^{2,3,4}.

Сепак, употребата на композитните смоли во секојдневната дентална пракса има и свои недостатоци кои настануваат поради недоволната полимеризација на материјалот и појавата на полимеризациска контракција⁵. Најголем недостаток при користењето на композитните материјали е нивната контракција и загревањето што се случува за време на полимеризацијата^{6,7}. Како последица на тоа може да се јави преосетливост, кохезиски и адхезиски фрактури, можна иритација на пулпата, рабно пребојување, одвојување на материјалот од ѕидот на кавитетот што доведуваат до појава на секундарен кариес^{8,9,10}. Зголемувањето на маргиналната адаптација на реставрациите и нивната издржливост е еден од главните напори на модерна адхезивна стоматологија¹¹.



Слика 1. Шематски приказ на знаци и симптоми предизвикани од

полимеризациската контракција (адаптирано од Tantbirojn et al.¹²).

Со воведувањето на фото-полимеризирачки композитни смоли во денталната пракса, степенот на конверзија бил признаен како витален за клиничкиот успех на овие материјали¹³. Композитите со фотополимеризирачки смоли се полимеризираат само до одредена длабочина. Ова зависи од пенетрацијата на видливата светлина преку најголемиот дел од материјалот¹⁴. Се покажа дека недоволната полимеризација може да доведе до намалување на физичките, механичките и биолошки својства на композитни смоли^{15,16,17}.

Композитниот смолест материјал полимеризира со т.н молекуларна конверзија т.е преминување на мономерите во полимерни макромолекули со кружно поврзување (cross linking), при што се создава мрежа во која се вкештуваат честичките од анорганското полнило. За време на полимеризацијата, растојанието помеѓу мономерните синцири се намалува, а слабите Van der Walss- овите сили се претвораат во ковалентни врски¹⁸. Исто така за време на конверзијата се јавува и постепено зголемување на вискозноста на композитниот материјал, што резултира со губење на неговата флуидност (гел-точка) и течност (витрификација)¹⁹. Пред витрификацијата, овие материјали се во состојба да се движат и адаптираат, а со тоа и делумно да ги ублажат стресовите. Откако композитниот материјал ќе се полимеризира ја губи својата способност за адаптација, неговите еластични својства се зголемуваат и, следствено на тоа, сите ограничувања на степенот на полимеризација (на пример, преку поврзувањето помеѓу реставрацијата и забната структура) ќе генерираат остатоци на намалување на стресот^{20,21}. Ова доведува до волуметриско собирање или контракција на материјалот, која се манифестира како димензионална нестабилност на материјалот позната како полимеризациско собирање.

Оваа контракција може да предизвика тензија или сила која ја нарекуваме стрес. Тоа е параметар кој одлучува за квалитетот на атхезивната врска со површината. Спрема Ноок-овиот закон се пресметува:

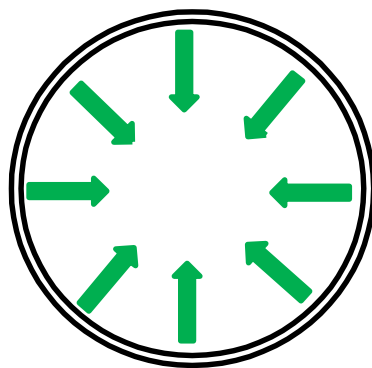
Стрес = димензионална нестабилност × крутост (Јанг-ов модел на еластичност).

На појавата на стресот најмногу влијае: волуменот (што е поголем волуменот на композитниот материјал, поголема е апсолутната вредност на контракцијата), конфигурацискиот фактор С (соодносот помеѓу сврзаните и слободните површини. Најмал е за IV класа, а најголем за I класа), својствата на смолестиот материјал – модул на еластичност и контракција (поголем удел од анорганското полнило ја намалува контракцијата, и ја зголемува цврстината на материјалот), техниката на апликација на материјалот (со реконструкција на забите со слоевита техника, секој поединечен слој од композитниот материјал си има сопствен С – фактор и волумен помал од нивната вредност на целото полнење) и брзината и степенот на полимеризација на смолестиот материјал^{22,23,24}.

Стресот поради полимеризациската контракција може да има значително влијание врз создавањето на маргиналните пукнатини и да ја компромитира трајноста на реставрацијата. Со полимеризациската контракција поврзана е и термичката експанзија на композитната смола, манифестирана преку проширување на материјалот поради постојаните промени на температурата во усната шуплина, и е зависна од коефициентот на термичка експанзија на материјалот. На сите композитни смоли има влијание плунката од усната шуплина. Со текот на времето материјалот ја апсорбира водата, што води до експанзија на материјалот, а како последица на ова настанува маргинална промена на бојата и пукнатина која овозможува протекување на микроорганизми во насока на денталната пулпа^{9,10}.

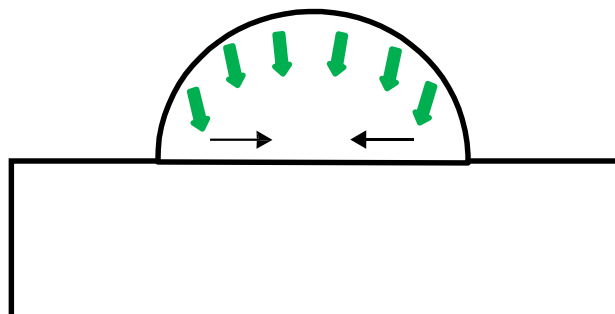
Постојат три вида на полимеризациска контракција и тоа: слободна контракција, ефективна контракција и контракција спрема паралелните ѕидови од кавитетот.

Ако композитниот материјал не лежи на цврста површина, се собира према центарот, а во тој случај бидејќи собирањето не е попречено нема да се развие стрес. Овој вид на контракција е познат како слободна контракција.



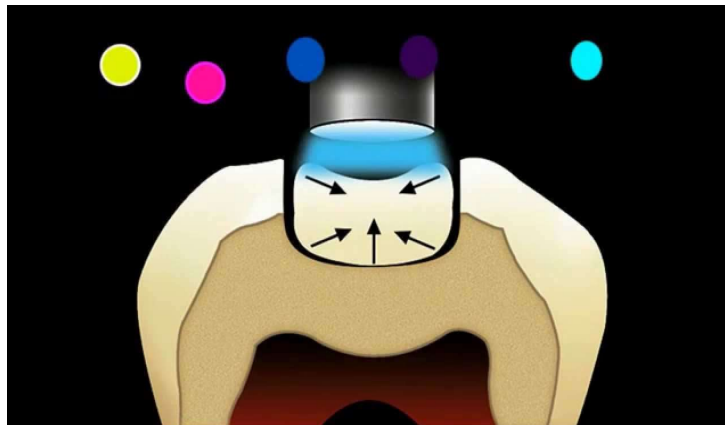
Слика 2. Слободна контракција

Ако композитниот материјал е прицврстен само за една цврста површина, на собирањето ќе влијаат новостворените внатрешни услови и нема да се развие готово никаков стрес, бидејќи губитокот на волуменот ќе биде компензиран со собирањето према површината на сврзување. Овој вид на контракција е познат како ефективна контракција.



Слика 3. Ефективна контракција

Стресот заради полимеризациска контракција ќе се развие ако контракцијата е попречена од паралелните ѕидови, како сила која го влече композитот од ѕидовте на кавитетот. Ако стресот ја надмине силата на адхезивната врска, ќе дојде до кинење на таа врска и појава на рабна пукнатина. Овој вид на контракција е познат како контракција спрема паралелните ѕидови од кавитетот.



Слика 4. Контракција спрема паралелните ѕидови од кавитетот

Полимеризацијата на смолестиот композитен материјал е иницирана со осветлување со сино светло кое го емитура халогена светилка или светлосно емитувачка диода (LED). Полимеризацијата започнува кога е емитирана доволна количина на енергија која ќе ја активира фотоактивната супстанца (најчесто камфоркин – интервал на бранова должина 400-500 ηm), која тогаш ќе создаде слободни радикали потербни за иницијација^{22,25,26,27}. Самиот овој процес се нарекува радикална полимеризација, а тече низ три фази: иницијација, раст или пропација на последователната реакција и сопирање или терминација на растот на макромолекулите.

Во фазата на иницијација, со хомолитичко разградување на фотоиницијаторот се создаваат слободни радикали кои се сврзуваат на јаглеродниот атом од мономерот со што оставаат на неговиот друг крај нов слободен радикал.

Во втората фаза, раст или пропација на последователна реакција – настанатите радикали адираат нови молекули од мономерот и го задржуваат карактерот на слободен радикал на крајот од ланецот.

Во третата фаза, сопирање или терминација на растот на макромолекулите – со меѓусебна реакција на макрорадикалите се губи радикалниот карактер и се создава стабилна молекула.

Брзата полимеризација доведува до појава на полимерни молекули кои имаат слободна јаглеродна врска на краевите на синцирот. Слободниот мономер останува заглавен во рамките на полимерната мрежа. Односот на полимеризираниот наспроти слободен мономер го покажува степенот на реализација, кој никогаш не е 100%^{9,28,29}. Степенот на реализација зависи од следните фактори: хемискиот состав на материјалот (особено, од видот на мономерот), концентрацијата на иницијаторот на полимеризација, големината, видот и количината на неорганските честички на полнителот и интензитетот, времето и растојанието на изворот на светлина од површината на композитот.

Промените во текот на полимеризацијата може да се поделат на три фази: Прегелациска фаза, гелациска фаза, постгелациска фаза.

Во прегелациската фаза, на почетокот на процесот на полимеризација смолата е во вискозна пластична форма. Мономерите се уште може да се движат во органската матрица и да заземат нова положба.

Гелациската фаза може да се дефинира како момент кога молекулите од материјалот повеќе не може да ја компензираат контракцијата. Во оваа фаза намалената мобилност главно ги погодува радикалите локализирани на растечките полимерни синцири, додека малите молекули од мономерот се уште дифундираат слободно и новите центри на раст предизвикуваат брзо зголемување на степенот на полимеризација-автоакцелерација. Во гелациската фаза, процесот и понатаму продолжува, при што се создаваат поголеми молекули, а композитот се полимеризира и хомогенизира во тврдо тело.

Во постгелациската фаза, материјалот е во крута еластична состојба, но се уште контрахира. Оваа фаза се нарекува и фаза на витрификација и се смета за одговорна за појава на напетост и стрес, кои настануваат по контракцијата. Последица на витрификацијата е заробување на слободни радикали, мономерни и фотоиницијатори во полимерната мрежа, што значително влијае на биолошките и механичките својства на материјалот. Оваа фаза исто така е одговорна за појава на заостанат во композитниот материјал.

За да се избегне полимеризациското волуменско собирање во органскиот матрикс на композитните смоли, денес се вклучуваат експандирачки мономери, односно повеќефункционални циклични олигомери, како што се спироортоестрите и цикличните акрилати. Композитните смолести материјали со поголем процент на органски дел поседуваат повеќе мономер кој треба да помине во полимер и покажуваат поголем процент на полимеризациска контракција. Хибридните композитни материјали со поголем тежински и волуменски процент од анорганското полнило покажуваат помала вкупна контракција на материјалот, но поради високиот модул на еластичност потребно е да се превенира полимеризацискиот стрес. Овој проблем денес се компензира со промена на составот на материјалот (експандирачки мономери), слоевата техника на поставување на материјалот во кавитетот и оптимална полимеризација на материјалот⁹.

Во последно време, производителите на композитни материјали, проблемот со полимеризациската контракција се обидуваат да го решат со промена на составот на композитните материјали. Еден од начините е со воведување на силоран во составот на композитниот материјал. Тоа е катјонски мономер со отворен прстен, кој се добива со реакција со силокански и оксирански молекули. Силоканскиот дел е задолжен за намалување на полимеризациската контракција, додека оксиранскиот дел го зголемува хидрофобното својство. Композитите на база на силоран имаат полимеризациска контракција од 0,99%. Механизмот со кој го компензираат стресот се темели на отварање и ширење на оксиранскиот прстен во текот на полимеризацијата со што би се надоместила редукцијата настаната при поврзувањето на мономерите^{30,31}.

Интензитетот на емитираната светлосна енергија која поминува низ композитното полнење експоненцијално се намалува со зголемување на неговата дебелина³². Поради тоа е потребно да се обезбеди ограничена дебелина на композитниот слој од 2 мм или помалку, за да емитираната светлосна енергија би продрела низ него, а со тоа би се остварила адекватна полимеризација, што допринесува до подобрување на физичките својства на композитната смола, подобра маргинална адаптација, како и намалување на нејзината цитотоксичноста^{33,34}. Неадекватната светлосна полимеризација, може да резултира со намалена конверзија на органската

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

компонента од композитната смола, поради што заостанува поголема содржина на резидуален мономер во материјалот. Овој резидуален мономер не само што ќе предизвика лоши механички својства на композитниот материјал, ја зголемува и неговата цититоксичност³⁵.

Една од предностите на слоевитата техника на апликација на композитниот материјал е намалувањето на полимеризациската контракција со сите нејзини негативни последици. Но оваа техника наспроти сите нејзини позитивни особини има и одредени недостатоци како што се: можност за контаминација на слоевите, лоша врска меѓу композитните слоеви, подолго време за поставување на материјалот и полимеризација на секој слој поединечно, што е неповолно од клинички аспект.

Новата генерација на bulk fill композити, се големо откритие во ресторативната стоматологија, за кои произведувачите ветуваат подобри перформанси како што се: пониска контракција за време на полимеризацијата; поедноставна, побрза реставративна техника, со вметнување на еден слој од 4-5 мм дебелина и намалено време за фотополимеризација³⁶

Во неколку студии се дошло до заклучок дека техника на поставување на композитниот материјал во слоеви и bulk техниката може да бидат подеднакво успешни во остварување на адекватна маргинална адаптација врз ѕидовите од кавитетот^{37,38}. Авторите на неколку истражувања дале препораки кои својства треба да ги имаат bulk fill композитните смоли. Тоа се: ниска вредност на полимеризациска контракција, флуидност која овозможува адекватна маргинална адаптација, едноставно ракување, оптимални физички својства и зголемена дебелина на слојот од материјал кој се светлосно полимеризира, а може да изнесува и до 4 mm. За да може да се остварат овие барања, материјалот мора да е транспарентен т.е да овозможи висока трансмисија на светлина^{39,40,41}.

Спрема вискозноста конвенционалните и bulk fill композитите може да се поделат на високо-вискозни и ниско-вискозни. Високо вискозните композитни материјали содржат поголем процент на неорганска содржина. Ниско-вискозните или течните композитни материјали подобро се адаптираат на ѕидовите на кавитетот,

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

покажуваат поголем степен на полимеризациска контракција и послаби механички својства, заради нискиот удел на полнилото. Заради инфериорните механички својства, ниско-вискозните bulk fill композитни материјали, бараат прекривање со високо-вискозен композитен материјал со слој барем од 2 mm, при поставување на реставрација која ќе биде изложена на оклузални сили⁴². Dijken и соработниците утврдила дека bulk fill композитите кои се оклузално покриени со хибриден композит од 2 mm, даваат споредливи клинички резултати со конвенционалните, слоевито поставени композити⁴³. Меѓутоа и покрај сите предности на bulk fill композитните материјали, нивните механички својства се значително послаби од конвенционалните композите, па затоа во клиничката пракса не можат во потполност да ги заменат конвенционалните композити⁴⁴.

Последните години на пазарот на стоматолошки материјали се појавиле течни bulk fill композите (SDR) кои се користат како замена за дентинот, а се поставуваат под конвенционалните композитни материјали. Реолошки својства на овој материјал му овозможиле добра маргинална адаптација врз ѕидовите од кавитетот. Полимеризацискиот модулатор, патентиран уретан-диметакрилат, е хемиски вграден во смолата, што резултира поспор развоток на модулот на еластичност и намалување на стресот, но без намалување на степенот на конверзија^{45,46}. Лабараториските испитувања утврдиле дека полимеризацискиот стрес кој се појавува при примената на SDR –от е значајно помал во споредбата со примена на други конвенционални течни композити и споредлив со ниско-вискозните конвенционални композити^{47,48}. Меѓутоа вредноста на модулот на еластичност и цврстината на овие материјали се значителни пониски во споредба со било кој микро или нанохибриден композит, поради што се поставуваат под нив за да директно не учествуваат во оклузијата и бидат изложени на силите на мастикација⁴⁹.

Зголемување на длабочината на полимеризација може да се постигне со промена на големината и количината на честичките на полнилото, но и со примена на мономерии со поголема молекуларна тежина во составот на композитните материјали. Степенот на конверзија на композитните смоли на база на Bis- GMA се намалува со зголемување на нивната дебелина која светлосно се полимеризира⁵⁰. Со оваа идеја се воделе

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

произведувачите на SDR, каде што е вграден модулатор на полимеризација во смолата со голема молекуларна тежина, на база на уретан-диметакрилат, кој го одолжува достигнувањето до гел фазата, со што се намалува полимеризациската контракција, без влијание на степенот на конверзија⁴⁵. Благодарение на флексибилноста на молекулата на мономерот UDMA околу централно поставениот модулатор, оптимизирана е структурната мрежа на SDR – от, додека измерените вредности на стресот се значително намалени, не само во споредба со течните туку и со нано и хибрирдните композитни смоли, дури и со ниско-вискозните композити на база на силоран⁴⁵. SDR композитната смола содржи повеќе флексибилен мономер на база на TEGMA на што се должи ниската вискозност на овој материјал⁵¹.

Еден од ретките bulk fill композити кои не бара прекривање со слој од конвенционален композит во клиничката пракса е ултразвучно-активиран bulk fill систем- SonicFill. Се користи во комбинација со рачен продолжеток кој овозможува ултразвучна примена на материјалот. Под дејство на ултразвучни вибрации се намалува неговата вискозност т.е станува сличен на течен композит, поради што е овозможена негова брза и лесна апликација во кавитетот од забот. Подоцна, композитниот материјал се враќа во висока вискозна состојба за да се овозможи негова полесно моделирање. Може да се постави во слоеви од 5 mm⁵².

Повеќето bulk fill композити светлосно се полимеризираат, но има и мал број на оние кои двојно се полимеризираат. Тие комбинираат хемиска и светлосна активирана полимеризација⁵². Светлосно се полимеризира површината на полнењето и со тоа е подготвена за полирање, а целосната длабочина на полимеризација се постигнува хемиски во рок од неколку минути. Двојната полимеризација е погодна за поставување на композитни материјали со поголема длабочина (повеќе од 5 mm) во еден слој.

Произведувачите користеле различни стратегии за да се зголеми длабочината на светлосната полимеризација. На пример кај Tetric Evo Cram Bulk Fill композитната смола покрај регуларниот камфорхинон/амин иницијаторен систем, додаден е иницијатор на база на германиум т.н Ивоцерин⁵³. Се претпоставува дека тој има поголема светлосно полимеризирачка активност од камфорхинонот, заради поголемата

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

апсорпција на светлост со бранова должина од 400-450 nm, а може да се користи без додавање на амин како коиницијатор.

ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА

Стоматолошките реставративни материјали и методи често не обезбедуваат стабилна врска помеѓу материјалот и денталните ткива. Затоа, поврзувањето на композитните материјали со тврдите ткива на забот, како и траењето и стабилноста на таа врска, е од големо значење за конечниот успех на реставрацијата. Проблемот со композитните реставративни материјали е поврзан со нивната адхезија, полимеризација и придружниот полимеризационен стрес, што предизвикува микро пукнатини, секундарен кариес и постоперативна сензитивност.

Адхезијата претставува способност за спојување на два различни материјали со привлекување на атомите или молекулите. Врската кај различни материјали за тврдото забно ткиво различно се остварува со механичка, физичка или хемиска адхезија.

Адхезивност, односно врска помеѓу реставративните материјали и цврстите забни супстанции, претставува еден од значајните проблеми со кои стоматолошката наука и практика во последните години се соочува.

Потрагата за реставративен материјал кој поседува оптимални особини на спојување со тврдите дентални ткива води кон бројни дентални материјали, адхезивни системи и реставративни техники. Главен недостаток на материјалите на база на смола е контракцијата при врзувањето. Полимеризациската контракција на композитот ја раскинува врската помеѓу адхезивот и денталното ткиво, особено кај недоволно кондицираните површини и тоа доведува до рабни микро пукнатини. Превенцијата на овие микро пукнатини е во создавање на појака врска помеѓу адхезивот и композитот со

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

денталните ткива. Јачината на полимеризациската контракција зависи од: формулата на матриксот на смолата и количината на полнилото во композитот, изгледот на кавитетот, видот на подлогата, големината, формата и местото на слојот на композитот, светлосна или хемиска полимеризација, модул на еластичност (фактор С), интензитетот на сврзувачкото светло и степенот на вградената порозност^{54,55,56,57,58}.

Вуоносоре уште во 1955 година утврдил, дека еден од основните услови за успех во реставративната стоматологија е адхезивноста, односно јака и постојана врска која се остварува помеѓу композитната смола и минерализираните дентални ткива. Во неговото истражување тој употребил 85 % ортофосфорна киселина во траење од 60 секунди за нагризување на емајлот заради формирање на микромеханичка врска помеѓу композитното полнење и емајловиот раб од кавитетот.

Актуелните адхезивни системи остваруваат микромеханичка врска со денталните ткива. Оваа адхезивна врска зависи од формирањето на микропростор на површината од емајлот и дентинот што ќе овозможи пенетрација на адхезивот во нив. Врската помеѓу забот и адхезивот се формира на две нивоа. Првото ниво подразбира создавање на микропродолжетоци од смолата околу емајловите призми или внатре во дентинските тубули. Другото ниво значително допринесува на севкупната ретенција и подразбира фина пенетрација на адхезивните нанопродолжетоци низ емајловите кристали или во дентинско колагенскиот простор-интертубуларен дентин.

За остварување на адекватна адхезија неопходно е да се овозможи интимен контакт на адхезивот и супстратот. Способноста на навлажнување и степенот на пенетрација на адхезивот во дентинот преставуваат најважни елементи на кој се заснова квалитетот на адхезивната врска^{59,60}. Врз основа на овие сознанија започнала клиничката примена на адхезиви кои ефикасно пенетрираат во деминерализираниот слој од интертубуларниот дентин, после делумно или целосно отстранување на размачканиот слој.

Адхезијата со дентинот во споредба со емајлот потешко се постигнува поради повеќе причини: послаба минерализација на дентинот од емајлот, поголема количина на колаген, хидрофилност, мал површински напон и присуство на тубули исполнети со одонтобласти и дентински флуид^{61,62}. Основната цел на кондиционирањето на дентинот е што поефикасно да се припреми дентинската површина за формирање на адхезивна

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

врска со реставративниот материјал. Оваа постапка доведува до физички и хемиски промени на површината на дентинот. Физичките промени се гледаат со намалување на дебелината на размачканиот слој, а хемиските промени се однесуваат на модификација на органските компоненти и деминерализација на неорганската содржина на дентинот.

Meerbek и соработниците утврдиле дека дебелината на овој размачкан слој се движи од 1 до 5 μm и да зависи од видот на ротирачките инструменти, брзината на ротација, примената на притисок за време на препарацијата на кавитетот, количината на воденото ладење и длабочината на дентинот каде што се врши препарацијата⁶². Врската што ја остварува размачканиот слој со површината на дентинот е појака од 5 МРа⁶³. Со затварање на дентинските тубули овој размачкан слој ја намалува пропустливоста на дентинот за околу 86%⁶⁴. Со делувањето на фосфорната, лимонската или полиакрилната киселина се отстранува овој размачкан слој и се зголемува пропустливоста на дентинот, односно се отвараат дентинските тубули од кои дентинскиот флуид истекува на површината на дентинот, со што се отежнува формирањето на адхезивната врска^{65,66}.

Со деминерализирање на неорганската компонента од површниот слој на интертубуларниот дентин, се отвара пат за пенетрација на смолата во експонираната мрежа на колагенски влакна и се создаваат услови за формирање на дентинско-полимерни структури, кои научната стручна литература ги нарекува слој на дентин појачан со смола или хибриден слој. Дебелината на хибридниот слој зависи од видот на користениот адхезивен систем и се движи од 0,5 до 2 μm ⁶⁷.

Врзувањето на композитната смола со емајл и дентин се постигнува преку употреба на адхезивни систем. Студиите *in vitro* и *in vivo* покажале дека ефикасноста на адхезивните системи се разликува во голема мера кај различните видови и марки на адхезивни системи^{68,99}. Ефикасноста на адхезивните системи зависи од бројни фактори, како што се: инфилтрација на адхезивот во деминерализирано ткиво^{70,71,72,73}, степен на конверзија и цврстина на адхезивот^{74,75}, механичките својства на композитната смола⁷⁶, компатибилност помеѓу сложената композитна смола и површината на дентинот третирана со адхезив, чувствителноста на композитен иницијаторски систем во кисела средина⁷⁷ и површинската енергија⁷⁸.

Актуелните адхезивни системи го следат или пристапот на "нагризи и испери (etch-and-rinse)" техниката или на "самонагризувачка (self-etch)" техниката, кои се

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

разликуваат во пристапот кон природните структури на забите. Системите "нагризи и испери (etch-and-rinse)" со се состојат од фосфорна киселина за претходно нагризување на тврди дентални ткива, потоа следи испирање на фосфорната киселина и последователна примена на адхезивот. Самонагризувачките (self-etch) адхезивни системи содржат кисели мономери, кои истовремено го налепуваат и нагризуваат забот. Etch-and-rinse адхезивните системи, се нудат како системи со два или три чекори, во зависност од тоа дали прајмерот и адхезивот се одделени или комбинирани во едно шишенце. Слично на тоа, и self-etch адхезивните системи се достапни како системи со еден или два чекори, но и двата системи формираат хибриден слој, како резултат на смоли, кои ја импрегнираат порозната емајлова или дентинска површина. И покрај актуелните трендови, кон помалку и поедноставни адхезивни системи за клиничка апликација, се во едно (all-in-one) адхезивните системи за поврзување на дентин покажуваат дека агенсите за поврзување се со послаба јачина на врзување и се понепредвидливи од повеќекратни чекори на etch-and-rinse и self-etch адхезивните системи. Клиничките сознанија достапни денес сугерираат дека изборот на видот на адхезивниот систем што практичарот ќе го употреби, често е прашање на негов личен избор. Во принцип, сепак, фосфорната киселина создава поизразена, површина за ретенција особено во емајлот. Затоа, адхезивните системите врз база на etch-and-rinse, често се претпочитаат за индиректни реставрации, кога се уште се присутни големи емајлови површини. Спротивно на тоа, self-etch адхезивните системи обезбедуваат подобра врска со дентинот и затоа се препорачуваат за директни реставрации на композитни смоли, особено во дентин.

Спрема испитувањето на Van Meerbeek и соработниците⁷⁹, со примена на тотално нагризувачки систем се остварува добра врска, односно добар рабен припој на композитот со емајлот. Тоа се објаснува со создавање на два вида на продолжетоци од смолата во емајлот. Макропродолжетоците од смолата продираат во интерпризматските структури на емајлот, а микропродолжетоците од смолата во интеркристалните простори на призмите од емајлот.

Според Hashimoto и соработниците, самонагризувачките адхезивни системи (self-etching adhesive system) произведувале потенки и пократки микропродолжетоци од смола од оние произведени со целоснонагризувачки адхезивни системи (total-etching

adhesive system) и на тој начин резултирале со помала сила на адхезија во споредба со нив⁷².

Самонагризувачкиот адхезивен систем (self-etching adhesive system) се потпираат на кисели мономери за истовремено деминерализирање и инфилтрирање на емајлот и дентинот. Оваа киселост мора да се неутрализира со минералната содржина на структурата на забот, за да се овозможи целосна полимеризација на адхезивниот филм. Со целоснонагризувачкиот адхезивен систем (total-etching adhesive system), слојот од размачкан и растворен минерал се отстрануваат за време на чекорот на испирање. Поради некои прашања за резидуалната киселост и фактот дека размачканиот слој не е отстранет, проблемот со долгорочната хидролитичка стабилност на самонагризувачкиот адхезивен систем (self-etching adhesive system) сè уште останува нерешен⁸⁰.

Повеќето самонагризувачки адхезивни системи (self-etching adhesive systems) содржат хидроксиетил метакрилат, кој може да се полимеризира во присуство на вода за да се формира микропорозен хидрогел со големина на површната од 10-100nm. Диференцијалното движење на водата преку полимеризираниот адхезивен слој, може да се појави во присуство на зголемена концентрација на растворени неоргански јони, неоткриени, водорастворливи, хидрофилни мономери или растворени колаген протеогликански компоненти во рамките на слојот за инхибиција на кислородот од адхезивот. Оваа разлика во концентрацијата може да воспостави градиент на осмотски притисок, предизвикувајќи движење на водата од регион со ниска концентрација во регион со голема концентрација на растворени супстанции. Ова може да предизвика појава на меурчиња од вода, кои делуваат како слаби точки долж адхезивната површина⁸¹.

Подобриот врзувачки капацитет на целоснонагризувачкиот адхезивен систем (total-etching adhesive system) на дентинот, ги поткрепува наодите од претходните *in vitro* и *in vivo* студии и се верува дека произлегува од голем број фактори, но еден од најважните е истовремената деминерализација и инфилтрација на дентинот^{68,69,82,83,84}. Овие две симултани дејства доведуваат до плитки, но униформни инфилтрирани слоеви на дентин, преку кои преостанатиот хидроксиапатит останува достапен за хемиска реакција^{68,85}.

Кога користиме целоснонагризувачка адхезивната техника, нагризениот дентин се суши со помош на спреј од воздух, колагенските влакна колабираат, а ова резултира со промени во нивниот молекуларен состав⁸⁶. Прекумерното сушење со спреј од воздух, проследено со предходно кондиционирање, на површината на дентинот, резултира со дехидратација на дентинот, предизвикувајќи колапс на колагените влакна на дентинот, што го отежнува навлегувањето на хидрофилната смола, целосно до длабочината на нагризената зона. Затоа, сврзувањето со сув дентин резултира со нецелосно формирање на хибридниот слој и компромитирање на инфилтрацијата на композитната смолата.

Јачината на врската на смолата со емајлот, мерена со методот на Sano и соработниците. (microtensile bond strength - μ TBS), може да биде и до 40 Мра⁸⁷. Наспроти тоа кај самонагризувачкиот систем утврдена е послаба јачина на врската (30МРа). Самонагризувачките прајмери овозможуваат создавање само на микропродолжетоци од смолата, додека макропродолжетеците од смолата недостасуваат. Исто така се мисли дека прајмерот влијае врз квалитет на врската^{87,88,89}.

Према наодите на Frankenberger et Franklin⁹⁰, самонагризувачките адхезивни системи ствараат хибриден слој кој е потенок отколку кај атхезивниот систем кој користи ортофосфорна киселина за нагризување.

До истиот заклучок дошле и Stefan Dacic и соработниците.⁹¹ Дека примената на тотално нагризувачки атхезивен систем доведува до подобра адаптација на композитниот материјал со емајлот отколку самонагризувачкиот атхезивен систем.

Голем број на студии *in vitro* ги испитуваат карактеристиките на адхезивните системи со помош проценка на нивното рабно затварање, а со користење на СЕМ анализиран е рабниот припој на реставрациите поставени на екстрахирани заби^{87,90,92-99}.

Frankenberger et Franklin⁹⁰, 2005 година ја анализирале рабната адаптација на реставрации од втора класа направени со помош на различни адхезивни системи со ист експериментален протокол, при што со термомеханичко оптеретување кај тотално нагризувачкиот адхезивен систем утврдиле значителен голем процент на рабно затварање без пукнатина (околу 90%), во споредба со двофазниот (75%) и еднофазниот адхезивен систем (55%).

Целосното нагизување на емајлот и дентинот технички е посложен процес од повеќе причини. Претераното нагизување на дентинот може да доведе до постоперативна осетливост и послаба адхезивна врска. Остварувањето на одреден степен на влажност, после нагизувањето на дентинот со киселината и неговото испирање, е едно од важните барања кое треба да се испочитува во текот на клиничкиот протокол на припрема на денталните поврчини за остварување на адхезијата. За пенетрација на адхезивните мономерни во деминерализираниот слој на емајлот, тој мора да биде апсолутно сув. Меѓутоа дентинот бара одреден степен на влажност, неопходен за остварување на квалитетна адхезивна врска, бидејќи на тој начин се спречува колабирањето на експонираните колагени влакна, кои учествуваат во формирањето на хибридниот слој. Еден од недостатоците на оваа група на адхезиви е појавата на т.н. нанопротекнување кое се јавува заради нецелосна инфилтрација на мономерната смола во деминерализираниот слој од дентинот¹⁰⁰. Како последица на тоа со примена на целоснонагизувачкиот адхезивен систем се остварува поголема микропропустливост во дентинот во однос на самонагизувачкиот адхезивен систем¹⁰¹.

Од друга страна примената на самонагизувачките адхезивни системи го скратува времето на адхезивната процедура, но се очекува да се појави мала дискрепанца помеѓу длабочината на деминерализираниот слој од дентинот и инфилтрацијата на смолата^{102,103}. Скратувањето на времето на адхезивната процедура може да ја компромитира квалитетот на врската помеѓу композитната смола и дентинот, земајќи во предвид дека оваа група на адхезиви содржи изразито хидрофилни и кисели мономерни, кои учествуваат во формирање на пропустливиот хибриден слој, осетлив на апсорпција на вода од дентинот, што доведува до деградација на адхезивната врска т.е. нејзина хидролиза^{104,105,106}.

Трајноста на денталната реставрација зависи од многу фактори, како што се: ракувањето со материјалот, сврзниот капацитет на реставративниот систем, техниката на нанесување и осветлување, како и факторите на стареење на реставрацијата како што се температурата и рН циклусите во устата, постојаното оклузално оптеретување и хидролитичката деградација на матријалот. Се смета дека адхезивните системи може да имаат поголемо клиничко значење од техниката на осветлување или техниката на нанесување на материјалот^{57,58,107,108}.

Присуството на НЕМА (2-hydroxyethyl methacrylate) во адхезивниот систем, игра важна улога како средство за зајакнување кое ја спречува секоја следна контракција и се подложува на потенцијална реакција (хемиска) помеѓу нејзината естерска функционална група и дентинскиот колаген. Таа, исто така има способност да промовира деминерализација на дентинот, помага во олеснувањето на дифузијата на мономерот од композитната смола и во формирањето на хибридениот слој¹⁰⁹.

Во една неодамнешна студија, била потврдена фазната сепарација меѓу адхезивните системи, бидејќи капки од вода беа заробени за време на испарувањето на растворувачите од адхезивните системи без ХЕМА. Овој феномен може да се објасни со испарувањето на етанолот и ацетонот од адхезивот, што влијае на балансот помеѓу растворувачите од адхезивот и мономерите на композитната смола и предизвикува одвојување на водата од други компоненти на адхезивот¹¹⁰. Сферичните меурчиња во рамките на хибридниот слој може да бидат исход на резидуална, слободна вода, која не е целосно испарена. Конвергенцијата на мали меурчиња во поголеми се стреми да произведе саќести структури кои можат да ја загорзат адхезивната површина¹¹¹.

Една од клучните функции на стоматолошка реставрација е да го изолира изложениот дентин од оралната средина, за да се спречи оштетување на пулпата и нејзино натамошно пропаѓање. Истекувањето на дентискиот флуид може да се случи по должината на сидовите од кавитетот преку празнини создадена за време на поставување на реставрацијата или при нејзина функција. Врз основа на големината на овие празнини, може да се издвојат два типа на истекување: првиот тип на истекување се случува е ако се присутни големи празнини, вода, големи молекули, па дури и бактериите можат да мигрираат по должината на реставрација, во процесот наречен 'microleakage'; или ако празнините се толку мали што само вода и некои мали молекули може да помине, истекувањето се вика "nanoleakage". Разликата помеѓу двата вида е донекаде произволна, бидејќи и двет вида може да се случат истовремено.

Микропропустливост

Според Kidd микропропустливоста е дефинирана како клинички невидливи премин на оралната течност со присутните бактерии, молекули или јони од една страна

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

и дентински ликвор од друга страна¹¹². Широчината на микропросторот може да биде од 2µм до 20µм, а последици, односно клинички манифестации на микропропустливоста се: маргинална дисколорација на полнењето, постоперативна осетливост на забите, појава на секундарен кариес и оштетување на пулпата на забот.

Сите актуелни адхезивни системи појавуваат неспособност за запечатување на маргините на реставрацијата и на тој начин се неспособни да го спречат microleakage Pilo и Ven Amar¹¹³; Bouillaguet et al.¹¹⁴; Grobler et al.¹¹⁵; Hilton¹¹⁶. Според Хилтон многу техники се користат за да се процени microleakage, а резултатите се разликуваат значително¹¹⁷.

Примената на микромеханичка врска помеѓу емајлот и композитот, значително ја намалила микропропустливоста, но спрема клиничкото истражување кое го спровеле Petrović и соработниците, покажано е дека за комплетна елиминација на микропропустливоста, неопходно е да се оствари добра адхезивна врска помеѓу дентинот и композитниот материјал¹¹⁸.

Постојат различни лабораториски методи кои го испитуваат квалитетот на маргиналниот спој помеѓу композитот и денталните површини. Меѓу нив најчесто се употребува Скенинг електронска микроскопија (SEM) и пасивен продор на бои во микропросторот¹¹⁷. Од бои може да се користат: органски бои (метиленско сино, фуксин), флуоросцентни бои, сребро нитрат, радиоактивни маркери, бактерии. Потенцијален извор на грешка со примена на овој начина на докажување на микропропустливоста е врзувањето на бојата како за површината на забот, така и за реставративниот материјал. Исто така е непрактично да се уоотребат честички поголеми од внатрешниот дијаметар на дентинските каналчиња (1-4µм), бидејќи на тој начин би се прикажало само пребојувањето на дентинот, а не микропросторот помеѓу забот и полнењето¹¹⁹. Од друга страна, флуоросцентната боја не реагира со адхезивниот систем, па обоените молекули можат да продрат подлабоко во дентинските тубули, во однос на адхезивниот систем, со што добиените резултати се компромитираат¹²⁰. Уште еден недостаток на оваа методологија, ефектот дека честичките на боја се помали од големината на молекулата бактериските токсини, па добиените резултати не се споредливи со клиничките ситуации¹²¹.

Според Агее и соработниците. Методот на пасивен продор на бои во микропросторот помеѓу реставрацијата и денталните површини е со не морфолошка и не квантитативна природа, а соодветни контроли често отсутнуваат, затоа мора многу да се внимава во интерпретацијата на резултатите од овие експерименти¹²².

Во својата студија Sano и соработниците докажале дека може да се случи истекување меѓу хибриден слој и интакниот дентин, дури и кога не е можно микропросторот да се визуелизира¹²³. Ова било морфолошки оценето со екстремно мали сребрени (Ag) јони.

Покрај видот на адхезивниот систем, за испитување на микропропустливоста важна улога имаат и видот и дизајнот на кавитетот, како и конфигурацискиот фактор.

Edson Alves Campos и соработниците ја испитале маргиналната адаптација на "bulk-fill" композитите и универзални композити во кавитети од класа II. По апликацијата на композитот, забите биле термо-механички оптеретени. Студијата покажала дека универзалните композити обезбедуваат подобра маргинална адаптација од bulk fill композитите и дека полоша маргинална адаптација кај сите тестирани композити почесто се јавува во дентинот отколку во емајлот¹²⁴.

Roggendorf и соработниците го испитувале квалитетот на маргиналната адаптација, пред и по термомеханичкото оптоварување на SDR композитната смола и универзални композити. Во нивната студија SDR системите биле аплицирани во кавитетите со дебелина на слојот од 4 mm и над нив бил аплициран еден универзален композит од истиот производител со дебелина на слојот од 2 mm. Користени биле самонагризувачки „self-etch“ и целоснонагризувачки „total-etch/etch-and-rinse“ адхезивни системи. SDR композитниот систем во ниту една комбинација со универзалните композити не покажал зголемен степен на микропропустливост, како и недостаток на адхезивни перформанси во однос на неговото рабно затварање и внатрешна адаптација во споредба со универзалните композити. Исто така, употребата SDR на композитни смоли во слоеви од 4 mm, немала негативно влијание на јачината на врската помеѓу материјалот и емајлот¹²⁵.

Bulk Fill композити се воведени во стоматологијата со цел да се поедностави работата, а се наменети за реставрација на бочни заби. Предноста на "bulk-fill"

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

композитите наспроти конвенционален композит е тоа што, bulk fill композитните материјали може да се аплицираат во слој со дебелина од 4-5 mm, наспроти конвенционалните композити, кои се користат во слоеви од 2 mm, а со тоа значително се скратува клиничкото работно време. Во кавитети со длабочина од 4-5 mm, bulk fill композитните материјали се аплицираат со еден слој на материјал додека за подлабоките кавитети се потребни помал број на слоеви на "bulk-fill" од конвенционалните композити. Стоматолошките интервенции се многу побрзо, а пациентите поминуваат помалку време на стоматолошката столица, па самата реставрација е помалку стресна за нив. Bulk fill композитите поседуваат специфични карактеристики, а тоа се: зголемена флуидност за да се постигне соодветна адаптација на кавитетит, нивната поголема еластичноста и ниска полимеризација водат до намалување на стресот имикропропустливоста, а со тоа и до намалување на постоперативната чувствителност и појавата на секундарен кариес. Денес, традиционалните техники на поставување на композитните смоли ја вклучуваат оваа техника¹²⁶. Повеќето стоматолози препорачуваат слоевито поставување на композитите со дебелина на слојот од 2 mm. Сепак, секој стоматолог ќе преферираат композитен материјал кој може да се користи со помош на Bulk Fill техника особено за постериорни реставрации.

Успехот на атхезивната реставрација користејќи Bulk fill техника е детерминиран од страна на изборот на материјалот кој ќе се користи. Научната студија од Van Ende и соработниците докажала значителни разлики помеѓу конвенционалните композити и Bulk fill композитите во реставрации со длабочина на кавитетот од 2.5 mm и 4mm¹²⁷. SDR беше единствениот материјал со кој се постигне висока адхезија со сидовите на кавитетот при различни геометриски форми и длабочини на кавитетите.

„Bulk-fill“ композитот SonicFill (Kerr), се аплицира во кавитетот со помош на ултразвучна активација користејќи рачен инструментот SonicFill пред фотополимеризација. Оваа ултразвучна активација ја намалува вискозноста на материјалот и овозможува негова подобра маргинална адаптација, врз сидовите од кавитетот. Покрај тоа, производителот наведува дека полимеризација од 20 секунди е доволна за композитот да се нанесе во слој со дебелина од 5 mm¹²⁸. Неколку студии ја истражувале маргиналната адаптација на SonicFill композитениот материјал и

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

забележале дека овој композитен материјал нема подобри резултати на маргинална адаптација во споредба со другите конвенционални композити¹²⁹. Gamarra и соработниците., испитувајќи ја маргиналната адаптација на овие композитни (во MOD кавитети), потврдиле дека, без оглед на техниката на полимеризација, најголема микропропустливост се случува на гингивалниот ѕид од кавитетот¹³⁰.

Спротивно на предходната студија во своите истражувања Manna Udaya Swarna и соработниците. дошле до заклучок дека кај класа II кавитетите, реставрирани со Sonic Bulk Fill композит со примена на Bulk Fill техника на апликација, микропротококот е помал и на цервикалниот и оклузалните ѕидови од кавитетот¹³¹.

Во својата студија Leprinc и соработниците направиле споредба на физичко – механичките карактеристики на достапните bulk fill композити со конвенционалните композити. Постои значајна корелација помеѓу површинската микротврдост и содржината на полнителото^{132,133,134}. Механичките својства на bulk fill композитите биле значително со пониски вредности од конвенционалните високо – вискозни композити, но споредливи со ниско – вискозните т.е течните композити. Врз основа на ова можело да се заклучи дека пред се bulk fill композитите ги достигнуваат својствата на течните отколку својствата на микрохибридните и нанохибридните композити. Освен содржината на полнителото, на механичките својства влијаат и големината на честичките, густината на полимерната мрежа, видот на мономерот и фотоиницијаторот^{135,136}. Течните композити се развиени главно за да обезбедат свој уникатен бренд на ракување, а не за нивните физички својства или адхезивните перформанси^{137,138}. Тие и имаат слични големини на честичките на полнењето како хибридните композити, но имаат пониска количина на полнење¹³⁷. Некои студии покажаа дека традиционалните композити имаат многу подобри перформанси во сите механички својства, тестирани во однос на јачината на притисок, издржливоста на флексибилноста, радиоопациетет и цврстината во споредба со течности^{138,139}.

Во студијата на Arslan и соработниците биле тестирани течни „bulk-fill“ композит (SDR, Dentsply, Konstanz, Germany), кои биле аплицирани во вид на подлога кај реставрации на кавитети V класа на екстрахирани трети молари. Групите на заби биле поделени на три подгрупи, во зависност од материјалот кој бил користен како

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

подлога- група 1 (без подлога, контролна група), група 2 (Aelite Flo LV, нисковискозен микрохбриден композит) и група 3 (SDR, Dentsply, Konstanz, Germany). Во заклучокот се навело дека комбинацијата „bulk-fill“ композит во вид на подлога во комбинацији со конвенционален композит не покажува микропропустливост¹⁴⁰.

Во својот *in vitro* студија Mirosław Orłowski и соработниците направиле споредба на маргиналниот интегритет помеѓу четири вида на Bulk Fill композитни материјали и дошле до заклучок дека, bulk fill течните и sonic активирани течни композити имаат подобра маргинална адаптација од bulk fill композитите во форма на паста¹⁴¹.

Инкременталната техника за нанесување на композитниот материјал во кавитетот од забот, се препорачува за да се обезбеди подобар рабен интегритет, бидејќи ја намалува појавата на стресот кој се јавува за време на полимеризацијата, а исто така има позитивно влијание врз јачината на реставрациите од композитната смола¹⁴²⁻¹⁴⁴. Сепак, и покрај предностите на оваа техника за обезбедување на подобра полимеризација и распределба на стресот, истата е попроблематична, технички за изведба е прифатлива, но одзема многу време^{145,146,147}.

Bulk fill композитите се советува да се користат во поголема порција, без да се загрозат степенот на конверзија (до 4 мм според некои производители). Загриженоста за полимеризацијата на големи порции се потпира на намалувањето на полимеризациската контракција и на стресовите генерирани во адхезивните површини од денталните структури и реставрацијата^{146,148-150}. Овие композити се со ветувачки резултати, главно поради намалувањето на полимеризациската контракција, која, исто така, зависи од композитниот состав на органски / неоргански матрикс и својства како вискозитет и еластичен модул^{150,151,152}.

За да се овозможи вметнување на поголеми порции, молекуларната основа на bulk fill композити беше модифицирана со вградување на ослободувачи на стрес и мономери со повисока молекуларна тежина (мономер со ниска молекуларна тежина промовира поголем број на двојни врски по единица тежина, овозможувајќи повисока степенот на конверзија, но исто така води кон поголем стрес и намалување на полимеризациската контракција)¹⁵³⁻¹⁵⁸. Може да се има недоверба во органските и неорганските матрици од овие композити, бидејќи "конвенционални" и "bulk-fill" композити понекогаш имаат сличен состав. Сепак, производителите обично не го

пријавуваат соодносот помеѓу различните мономерни, ниту содржината на филер или нивните комерцијални формулации^{154,156,158,160}.

Abas et al. Federlin и соработниците. добиле понизок степен на пенетрација на боја кај реставрации направени со слоевата техника, отколку bulk техника^{161,162}. Горенаведената студија се однесуваат на реставрации со конвенционални композитни материјали. Bulk Fill композитите се повеќе просирен од другите реставрации, што овозможува светлината да се дојде до многу подлабоки слоеви. Содржината на фотонатори на полимеризацијата и стрес инхибитори, одредува оптималните маргинална печат на овие композити.

Односот помеѓу начинот на пополнување на кавитетот и маргиналниот печат на композитните реставрации исто така беше предмет на истражувањето на Skatecka-Sądel и Grzebieluch^{163,164}. Во in vitro студиите, тие докажале дека маргиналниот интегритетот на композитните реставрациите од II класа е повисока кога аплицирањето на композитниот материјал е еднократно т.е во еден слој и понизок кај реставрациите со слоевата техника на апликација на материјалот. Многу фактори влијаат на интегритетот на спојот на материјалот со тврдите забните ткива. Во прилог на намалување на полимеризациската контракција се: C-факторторот, начинот на нанесување и полимеризација на композитни¹⁶³⁻¹⁶⁸.

Иако беше воведена нова категорија на bulk fill композити, постојат многу малку студии кои го истражуваат клиничкиот и лабораториски успехот на овие материјали¹⁶⁹⁻¹⁷⁴. Производителите тврдат дека bulk fill материјалите може да се постават во длабочина од 6 мм. Во овој контекст, студиите беа фокусирани на полимеризациската контракција, длабочина на кавитетот, маргиналната адаптација, намалување на стресот и површинската морфологија. Од друга страна, има многу прашања во главите на стоматолозите за bulk fill технологијата, бидејќи постојат многу малку објавени податоци. Затоа, клиничкиот успех ќе биде откриени само по долг период на користење од страна на општите лекари. Потребни се понатамошни студии за оценка на долгорочниот клинички успех на bulk fill композити смоли^{170,171,173,174,175}.

ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

3.1 Мотив на истражувањето

Новата генерација на bulk fill композити, се новина во реставративната стоматологија, пред се поради нивните супериорни квалитети како што се: пониската контракција за време на полимеризацијата; поедноставна, побрза реставративна техника, т.е нанесување на композитниот материјал во еден чекор со дебелина од 4-5 мм и намалена фотополимеризација. Индикации за употреба на Bulk fill композитните материјали се: реставрации во постериорната регија (кавитети I и II класа), реставрации на кавитети од V-та класа (кариес во вратот на забот, ерозии на корените, клинести дефекти), реставрации на млечни заби, превентивно залевање на фисури. Можат да се користат и за индиректни реставрации, шинирање, како и поправка на дефекти на керамички реставрации. Ниско - вискозните bulk fill материјали се користат како подлога во кавитетите, а може да се користат и кај минимална инвазивна тунел препарација. Сепак објавените податоците за нивната примена се недоволни па отука и произлезе нашиот мотив да допринесеме за овој вид на композитни материјали и реставративна техника и да поттикнеме нивна поголема примена во клиничката пракса.

3.2 Цели на истражувањето

Имајќи ги предвид овие несакани појави кои се случуваат во секојдневната клиничка практика, ги поставивме следните цели:

- ❖ Да ја оцениме јачината на врската помеѓу материјалот и тврдите забни ткива, кај различни композитни реставративни материјали, при примена на различни адхезивни систем и различна техника на апликација, мерено преку тестот на силата на смолкнување (shear bond strength test – SBST);
- ❖ Да утврдиме дали видот на реставративната техника влијае на јачината на врската на композитниот материјал со тврдите забни ткива;
- ❖ Да утврдиме дали видот на адхезивниот систем влијае на јачината на врската на композитниот материјал со тврдите забни ткива;
- ❖ Да утврдиме дали видот на композитниот материјал т.е неговиот состав влијае на јачината на врската на композитниот материјал со тврдите забни ткива;
- ❖ Да ја оцениме микропропустливоста помеѓу материјалот и тврдите заби ткива, кај различни композитни реставративни материјали, при примена на различни адхезивни системи и различна техника на апликација, после пребојување со 50% сребро нитратен раствор и Скенинг електронска микроскопија SEM.
- ❖ Да утврдиме дали видот на реставративната техника влијае на микропропустливоста на композитниот материјал;
- ❖ Да утврдиме дали видот на адхезивниот систем влијае на микропропустливоста на композитниот материјал;
- ❖ Да утврдиме дали видот на композитниот материјал т.е неговиот состав влијае на микропропустливоста;

3.3 Работни хипотези

3.3.1 НУЛТА (ГЛАВНА) ХИПОТЕЗА

- ❖ Микропропустливоста и јачината на врската кај Bulk fill композитните материјали е иста како кај хибридните конвенционални композитни материјали.

3.3.2 ДОПОЛНИТЕЛНИ ХИПОТЕЗИ

1. Видот на реставративната техника има значително влијание врз големината на микропросторот, помеѓу реставративниот материјал и тврдите забни ткива.
2. Видот на реставративната техника има значително влијание врз јачината на врската, помеѓу реставративниот материјал и тврдите забни ткива.
3. Видот на адхезивниот систем има значително влијание врз големината на микропросторот, помеѓу реставративниот материјал и тврдите забни ткива.
4. Видот на адхезивниот систем има значително влијание врз јачината на врската, помеѓу реставративниот материјал и тврдите забни ткива.

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

5. Видот на композитниот материјал има значително влијание врз големината на микропросторот, помеѓу реставративниот материјал и тврдите забни ткива.
6. Видот на композитниот материјал има значително влијание врз јачината на врската, помеѓу реставративниот материјал и тврдите забни ткива.

МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

Материјал и метод

Сите испитувања за реализацијата на докторската дисертација се изведени според последните ISOError! Bookmark not defined.-стандарди кои се препорачуваат за атхезивните испитувања и испитувања на микропропустливост, подготвување, чување на примероците и тестирање на силата на смолкнување и скенинг електронска микроскопија.

4.1 Експериментален дизајн

4.1.1 ИЗБОР И СЕЛЕКЦИЈА НА ЗАБИТЕ

За да ги реализираме зададените цели во нашата ин витро студија како истражувачки примерок вклучивме 130 екстрахирани, некариозни човечки молари. Повеќето од моларите беа импактирани или полуимпактирани умници, но имавме и први и втори молари екстрахирани поради парадонтолошки причини.

Забите кои се користеа за ова истражување беа екстрахирани во период не подолг од 6 месеци. Забите екстрахирани повеќе од 6 месеци пред употребата може да подлежат на дегенеративни промени во дентинските протеини, а заради тоа се непогодни и неверодостојни за експериментални примероци.

За мерење на силата на смолкнување и одредување на микропропустливоста, користевме заби без фрактури, кариес, без реставрации и заби кои не беа ендодонтски третирани .

Веднаш по екстракцијата на забите, остатоците од крв и сврзано ткиво темелно се миеја и отстрануваа со проточна вода. По екстракцијата, забите ги чувавме на 4°C во 0,5% раствор на натриум хипохлорид 24 часа пред да се измијат со физиолошки раствор и да се складираат во дестилирана вода (ISO 3696, степен 3) на собна температура во текот на периодот на испитување. Водата ја менувавме најмалку еднаш на секои 2 недели.

4.1.2 ПОДГОТОВКА НА ПОВРШИНАТА НА ЗАБИТЕ ЗА МЕРЕЊЕ НА СИЛАТА НА СМОЛКНУВАЊЕ

Ја користевме оклузалната површина од екстрахираните молари. Користевме површински дентин, односно што е можно поблиску до емајлот, со цел да ги намалиме варијациите на испитувањето. Направивме стандардна, повторлива, рамна површина. Површините на забите ги чувавме влажни во секое време бидејќи дентинот е особено чувствителен на дехидрација. Изложувањето на површината на забите во воздух во текот на неколку минути може да предизвика неповратни промени во адхезивната врска.

4.1.2а ПОДГОТОВКА НА ПОВРШИНАТА НА ЗАБИТЕ ЗА АНАЛИЗА НА МИКРОПРОПУСТЛИВОСТА

На оклузалната површина од екстрахираните молари испрепариравме кавитети I класа со длабочина од 5 mm. Препарацијата ја почнувавме со топчест дијамантски борер DIA-BURS, BR - 40, ISO 001/016 FG, потоа продолжувавме со цилиндричен дијамантски борер SF – 31, ISO 109/013 FG, со должина на работната површина од 5 mm. Сите примероци кај коишто ја експониравме пулпата или бевме во близина на пулпината комора или коишто имаа кариозни лезии беа отфрлени.

4.1.3 ПОДГОТОВКА НА ИСТРАЖУВАЧКИОТ ПРИМЕРОК ЗА МЕРЕЊЕ НА СИЛАТА НА СМОЛКНУВАЊЕ

Подготовката на истражувачкиот примерок се правеше на тој начин што секој заб беше поставен во калап со внатрешен дијаметар од 25 mm и висина од 25 mm, изработен од ПВЦ (poli – vinil - clorid). Со леплив восок оклузалната страна на забот се лепеше за капакот од калапот, потоа се монтираше цилиндричниот пластичен прстен на рамна работна површина (слика 3).

Калапот го полневме со измешан самоврзувачки акрилат -ORTOpoli–PoliDent, Slovenija. Кога ќе се наполние калапите се ставаа во ладна водена бања за време на полимеризација на акрилатот бидејќи топлината од полимеризацијата може негативно да влијае на примероците. Веднаш по стврднување на акрилатот ги отвараваме капаците и ги вадеме припремените примероци од калапот.



Слика 1 Примероци подготвени за вкалапување



Слика 2 Примероци по исполнување со самоврзувачки акрилат



Слика 3 Отстранување на примерокот од калапот

Веднаш по стврдувањето на акрилатот ги отворавме капаците и ги вадевме подготвените примероци од калапот. Примероците повторно се чуваа во сад со вода (ISO 3696, степен 3) на собна температура (Стоматолошки клинички центар д-р Бојо Андревски– Скопје), слика 5.

Калапот (Fixi Form, Struers) кој се користеше е посебно дизајниран за SBS-испиувањата, има внатрешен дијаметар од 25 mm и висина од 25 mm и е изработен од ПВЦ (polyvinyl chloride), слика 6.



Слика 4 Калапот (Fixi Form, Struers)

4.1.4 ПОДГОТОВКА НА ПОВРШИНАТА НА ИСТРАЖУВАЧКИОТ ПРИМЕРОК ЗА МЕРЕЊЕ НА СИЛАТА НА СМОЛКНУВАЊЕ

Прекривниот емајл се сечеше на IsoMet 1000 (машина за сечење со дијамантски дискови и Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) со водено ладење притоа внимавајќи да дојдеме само до површинскиот дентин. Во поглед на тоа колкава површина треба да се одземе од истражувачките примероци, машината се штелува со точност од дел од милиметар, а се штелуваат исто така и притисокот и бројот на вртежи во минута при сечењето на примероците за да добиеме унифицирана тест-површина кај сите примероци.

Сите примероци кај коишто ја експониравме пулпата или бевме во близина на пулпината комора или коишто имаа кариозни лезии беа отфрлени.



Слика 5 Машината за сечење на забите IsoMet 1000

Примероците се проверуваа макроскопски со микроскоп при зголемување $\times 20$ дали кај сите примероци сме го пресекле до дентинската површина.



Слика 6 Сечење на истражувачкиот примерок

Потоа поставивме шмиргла од силициум карбид (SiC), во согласност со ISO 6344-1, врз тврда, рамна површина и, на не повеќе од 4 часа пред да се планира постапката на сврзување, подготвувавме стандардна површина со последователно состругување под проточна вода. Прво користевме шмиргла P120, а потоа следуваше шмиргла P400, сè додека површината не станеше рамна и мазна за да добиеме стандарден тест-слој (слика 9). Средната големина на зрното на шмирглата P120 е $125 \pm 1 \mu\text{m}$, а за шмирглата P400 е $35 \pm 1 \mu\text{m}$.



Слика 7 Експониран дентин со стандарден тест-слој

4.1.5 МАРКАЦИЈА НА ДЕНТИНСКАТА ПОВРШИНА ЗА МЕРЕЊЕ НА СИЛАТА НА СМОЛКНУВАЊЕ

Дентинската површина се маркираше со лепење парче изолациска лента, со отвор со дијаметар од 3 mm. Маркацијата на дентинот има двојна цел:

- да дефинира фиксна тест-површина и
- да се гарантира дека испитувањето прецизно се вршеше само на дентинската површина, без да имаме случајна атхезија со околниот емајл.

4.1.6 СКЛАДИРАЊЕ НА ПОДГОТВЕНИТЕ ПРИМЕРОЦИ

Вака подготвените примероци ги чувавме во дестилирана вода (ISO 3696, степен 3) на собна температура до отпочнување на постапката за цементирање, која не беше по повеќе од 4 часа, како што наведуваат и ISO-стандардите за тест за атхезија (слика 8).



Слика 8 Чување на примероците во дестилирана вода (ISO 3696, степен 3)

4.2 Материјали користени во истражувањето

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

1. Екстрахирани молари без кариес, беа добиени од Стоматолошки клинички центар „д-р Бојо Андрески“ од Клиниката за орална хирургија и ЈЗУ „Св. Пантелејмон“ од Клиниката за орална хирургија;

2. Самоврзувачки акрилат за фиксирање на примероците во калапи

– BMS DENTAL – ITALY (2022/10);

3. Беа тестирани три комерцијални Bulk fil композити и беа користени како контрола два конвенционални композити со слоевита техника на нанесување од 2 mm. Композити користени во студијата се дадени во Табела 1.

Табела 1. Материјали што се користени во студијата.

Вид на материјал	Име	Производител	Волумен на полнило (%) (wt)
Микрохбриден композит	Filtek Z250	3 M ESPE	73.5%
Нанохбриден композит 79% - 81%	TetricEvoCeram Bulk Fill	Ivoclar. Vivadent. AG. Liechtenstein	
Течен композит	TetricEvoCeram Bulk Flow	Ivoclar. Vivadent. AG. Liechtenstein	
Течен композит	SureFil® SDR® Flow	Dentsply. Konstanz. Germany	68%
Микрохбриден композит	Gradia posterior	GC Corp. Tokyo. Japan	81%

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација



Слика 9 Адхезивни системи



Слика 10 Композити користени во студијата.

4.3 Методологија во истражувањето

Подготвените истражувачки примероци беа поделени на 10 групи, со по 10 заби.

Табела 2 Приказ на групите од истражувањето

Група	Вид на композит	Вид на адхезив	Техника на апликација на композитот	Број на примероци
I	Filtek™ Z250	Adper Singl bond Plus Adhesive	Во слоеви од по 2 mm	10
II	Filtek™ Z250	G bond	Во слоеви од по 2 mm	10
III	Gradia direct posterior	Adper Singl bond Plus Adhesive	Во слоеви од по 2 mm	10
IV	Gradia direct posterior	G bond	Во слоеви од по 2 mm	10
V	Tetric EvoFlow Bulk fill	Adper Singl bond Plus adhesive	bulk	10
VI	Tetric EvoFlow Bulk fill	G bond	bulk	10
VII	SDR	Adper Singl bond Plus adhesive	bulk	10
VIII	SDR	G bond	bulk	10
IX	Tetric EvoCeram Bulk fill	Adper Singl bond Plus adhesive	bulk	10

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

X	Tetric EvoCeram Bulk fill	G bond	bulk	10
----------	---------------------------------	--------	------	----

Кај секој примерок од I, III, V, VII и IX група, пред да аплицираме композитен материјал, дентинската површина беше подготвена со целоснонагризувачки адхезивен систем (Singl bond 3M) т.е најпрво ја нагризувавме дентинската површина со 37% ортофосфорна киселина во времетраење од 20 секунди, а потоа го натапкувавме адхезивот во времетраење од 20 секунди. Вишокот на адхезив го остранивавме со краток млаз од воздух, а адхезивот го полимеризиравме со LED полимеризирачка светлина со интензитет од 500 mW / cm² за време од 20 секунди (Astralis 3, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Австрија). Кај примероците од група II, IV, VI, VIII и X аплициравме самонагризувачки адхезивен систем (G-bond) т.е само го нанесувавме адхезивот, вишокот на адхезив го остранивавме и потоа го полимеризиравме со LED полимеризирачка светлина со интензитет од 500 mW / cm² за време од 20 секунди (Astralis 3, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Австрија).

Во секоја група после примената на адхезивното средство, беше поставено композитно трупче од композитна смола со висина од 3.0 mm и дјаметар од 3.0 mm. Кај слоевитата техника на апликација секој слој од композитниот материјал беше со дебелина од два милиметри и полимеризирани со LED полимеризирачка светлина со интензитет од 500 mW / cm² за време од 20 секунди (Astralis 3, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Австрија), додека кај bulk техниката на апликација на композитниот материјал слојот од композит беше нанесуван еднократно и полимеризирани со LED полимеризирачка светлина со интензитет од 500 mW / cm² за време од 40 секунди (Astralis 3, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Австрија).

Микропропустливоста и јачината на врска кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација



Слика 11 Калап за апликација на композитниот материјал

Откако беа подготвени, примероците беа складирани во инкубатор на 37 °C со влажност од 100% во текот на 24 часа пред да се тестира силата на смолкнување (shear bond strength - SBS) на смолната врска со примена на универзална машина за тестирање (INSTRON 4301) со брзина од 0.5 mm/мин. SBS на композитната смола на дентинот беше снимен во Њутни и пресметан во МРа, во предвид беше земена и областа на попречниот пресек на композитниот состав.



Слика 12 Водена бања

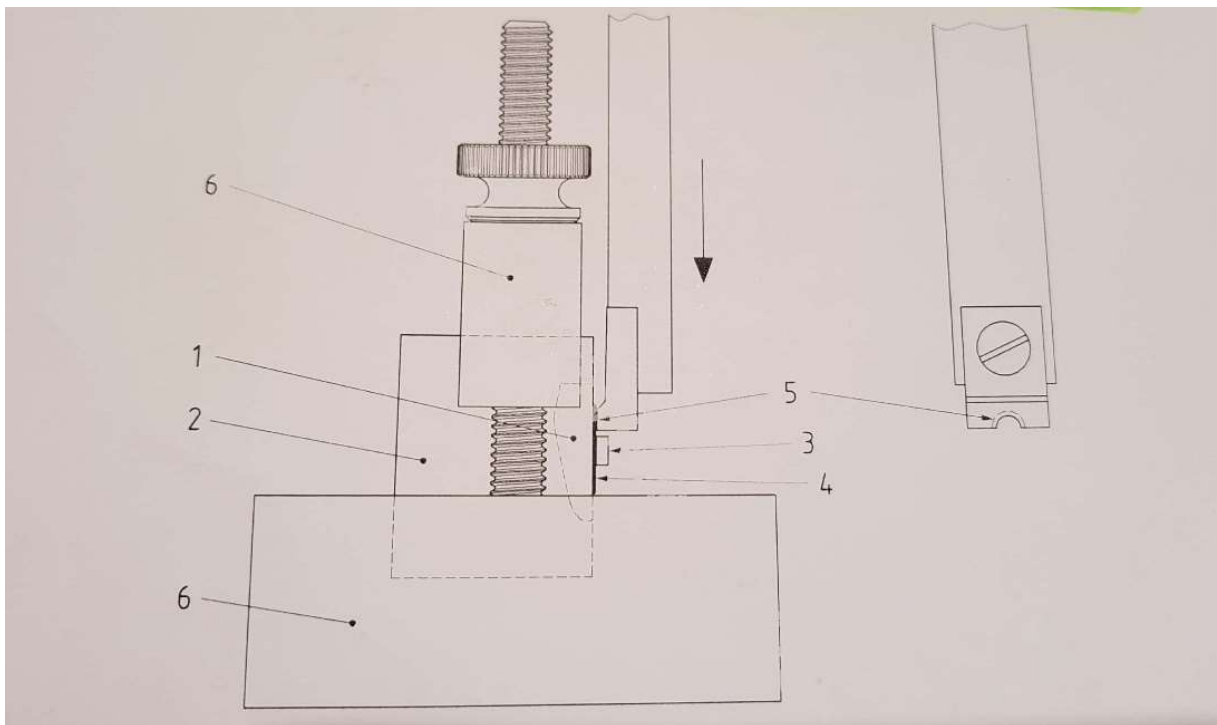


Слика13 Чување на примероците во водена бања на 37° C

4.3.1 ИСПИТУВАЊЕ НА СИЛАТА НА СМОЛКНУВАЊЕ (SHEAR BOND STRENGTH TEST, SBS-ТЕСТИРАЊЕ)

Испитувањето на силата на смолкнување е метод со кој прецизно се одредува напонот на врската на атхезијата кај денталните материјали. Тестирањето се изведува со два адаптера изработени според стандардите ISO 29022 за атхезиско тестирање:

- Постамент за фиксирање на примерокот и
- Ударен клип со закривено (назабено) сечило.



Слика 14 Цементиран примерок во постамент за тестирање со назабен-засечен примерок наместен на машината за тестирање.

1 – заб

2 – подготвениот примерок

3 – подготвениот забен примерок и циркониумскиот диск

4 – розов акрилат (во кој е прицврстен забот)

5 – ножот на назабената машина за смолкнување

6 – база на постаментот

По поминати 24 часа од цементирањето примероците ги стававме на универзална машина за тестирање **INSTRON 4301** (слика 16), каде што вршевме SBS-тест со закривен (назабен) раб (**NOCHED EDGE**), со брзина од 1 mm во минута (испитувано на Јоже Стефан институтот, оддел за стматологија, Љубљана, во акредитираната Лабораторија за калибрација на сила и момент на сила).



Слика 16 INSTRON 4301

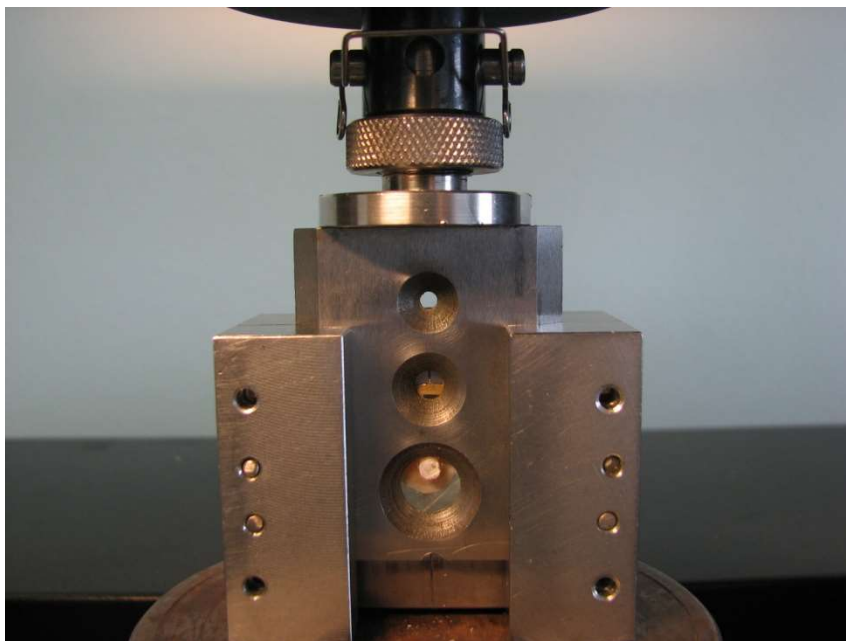
Универзалната машина тестирање е поврзана со компјутер и таа преку софтверот вршеше точно постојано мерење на силата на атхезија и на максималната вредност на напонот, ја одредуваше максималната сила потребна за одделување на адхерираните композитни цилиндри од дентинските површини до попуштање на врската на атхезијата и ги забележуваше резултатите во графикони и во ексел-табели во њутни (N) (слика 21,22,23).

Самиот софтвер ги претвораше податоците од њутни (N) во мегапаскали (MPa). Тоа го правеше според равенката:

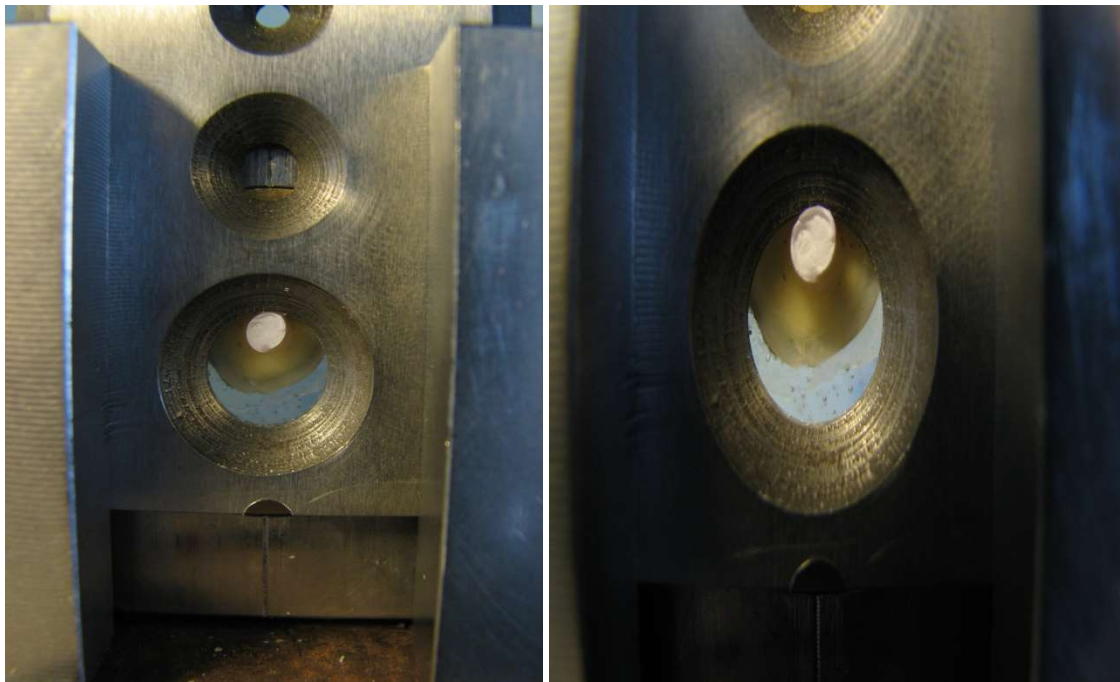
$$\sigma = \frac{F}{Ab}, \text{ каде што:}$$

- σ е напонот,
- F е силата,
- Ab е површината на врзување, изразена во mm^2 .

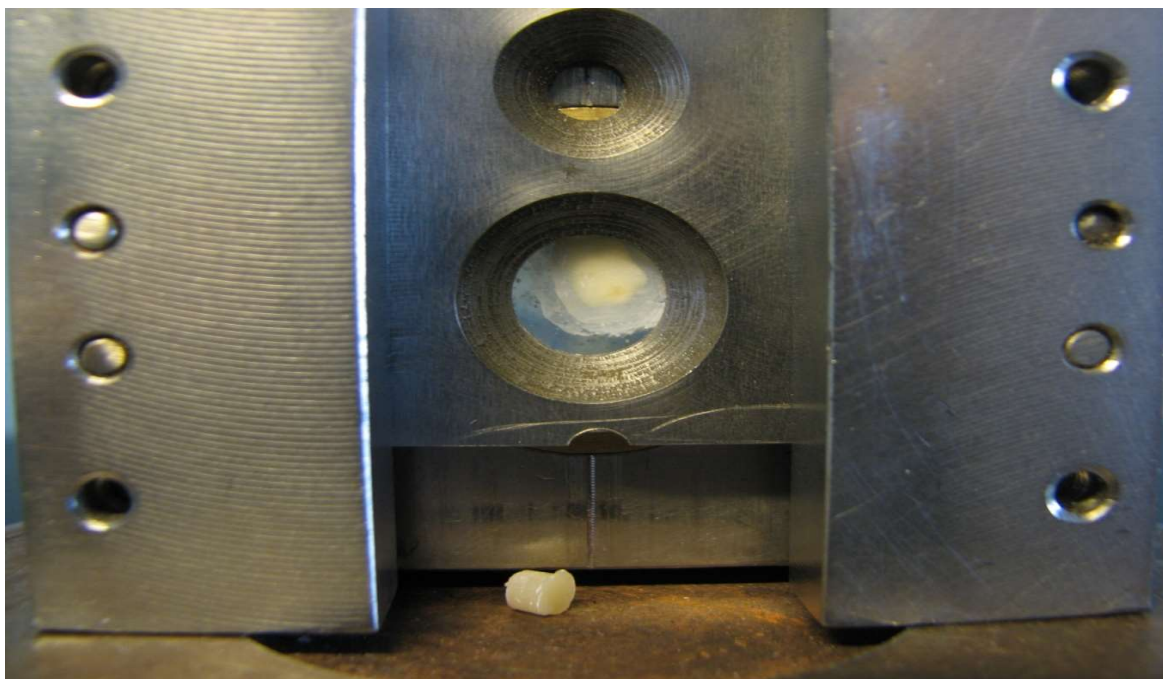
При SBS-тестот ги центриравме примероците така што ударниот назабен дел од машината за тестирање да е наместен на вертикалната централна оска, директно до композитниот цилиндар; потоа го подигавме ударниот дел и го отпочнувавме тестот. Тестот се изведе така што ударниот дел кој има засечен раб се спушташе надолу со брзина од $1,0 \pm 0,1 \text{ mm/min}$ врз композитниот цилиндар, преку назабениот адаптер (кој е изработен според стандардите ISO 29022), прицврстен на универзалната тест-машина **INSTRON 4301** сè до одлепување на. Овој ударен дел има завршеток со облик на седло со дијаметар од 3 mm (слика 31). За да се пресмета номиналниот стрес во примерокот при фрактурата во МРа, оптоварувањето при фрактурата се делеше со плоштината на сврзувачката површина ($28,26 \text{ mm}^2$).



Слика 17 Поставен примерок за SBS-тестирање со назабен ударен клип

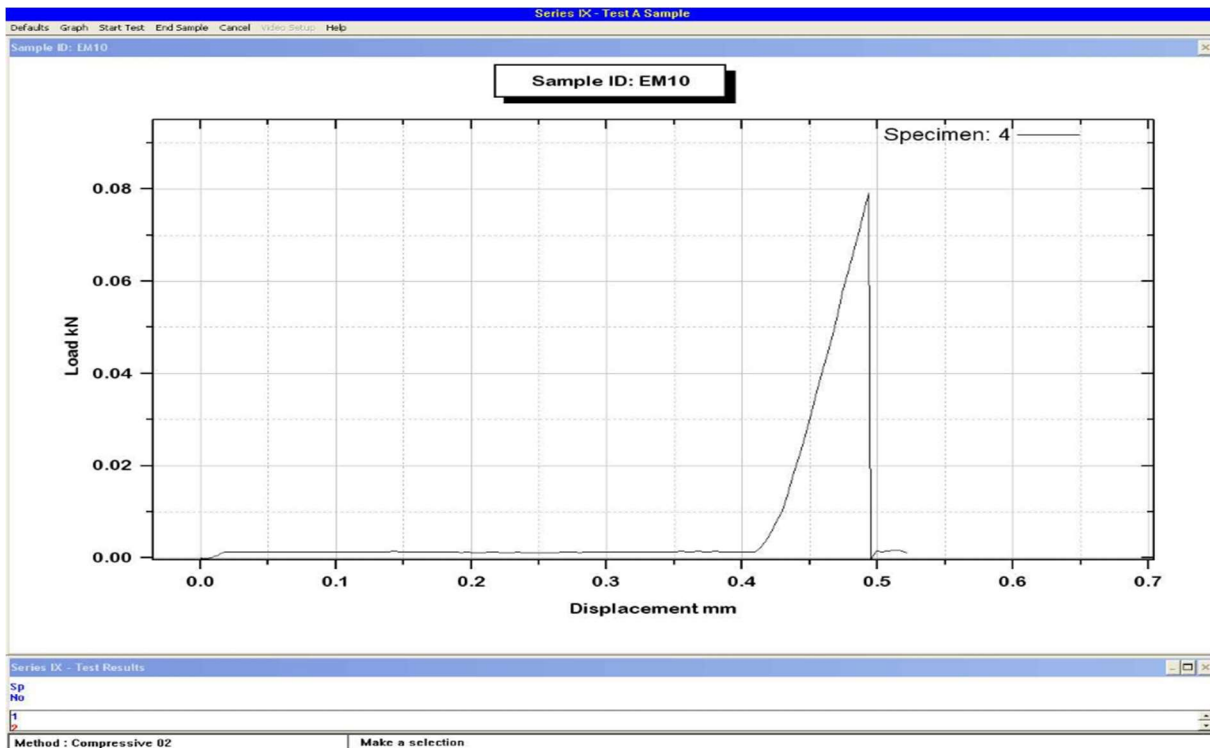


Слика 18 и 19 Поставен примерок за SBS-тестирање со назабен ударен клип

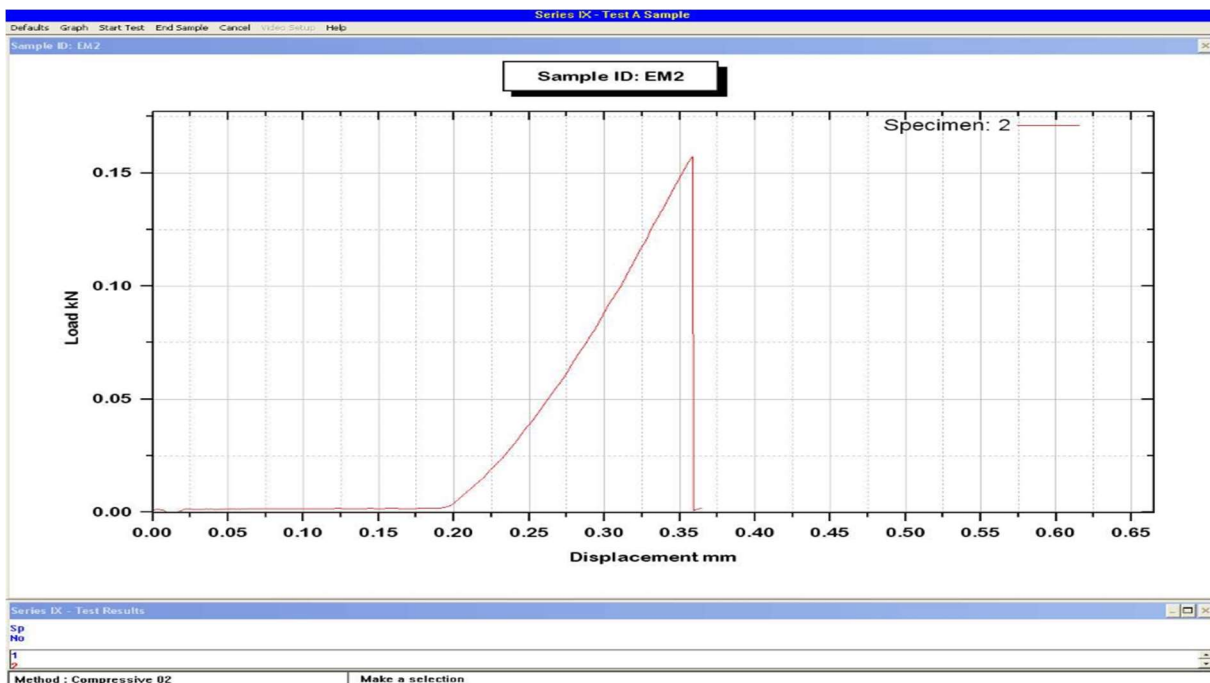


Слика 20 Раздвојување на композитното трупче и завршување на мерењето на јачината

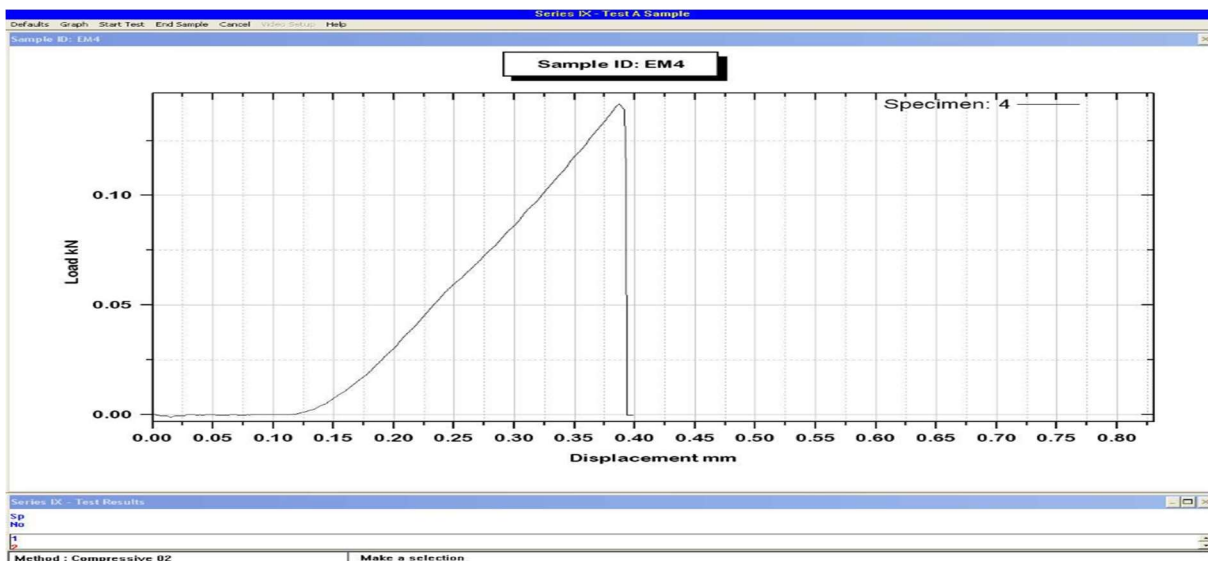
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација



Слика 21 Графикон на SBS-тестот



Слика 22 Графикон на SBS-тестот



Слика 23 Графикон на SBS-тестот

ИСПИТУВАЊЕ НА МИКРОПРОПУСТЛИВОСТА СО (СКЕНИНГ ЕЛЕКТРОНСКИ МИКРОСКОП – СЕМ АНАЛИЗА)

4.3.2 ПОДГОТОВКА НА ПОВРШИНАТА НА ЗАБИТЕ ЗА АНАЛИЗА НА МИКРОПРОПУСТЛИВОСТА

На оклузалната површина од 30 екстрахираните молари испрепариравме кавитети I класа со длабочина од 5 mm. Препарацијата ја почнувавме со топчест дијамантски борер DIA-BURS, BR - 40, ISO 001/016 FG, потоа продолжувавме со цилиндричен дијамантски борер SF – 31, ISO 109/013 FG, со должина на работната површина од 5 mm. Сите примероци кај коишто ја експониравме пулпата или бевме во близина на пулпината комора или коишто имаа кариозни лезии беа отфрлени. Потоа забите по случаен избор ги поделивме на 10 групи со по 3 примероци и ги реставриравме по следниот редослед:

- Група 1 (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive)
- Група 2 (Filtek™ Z250 + G-Bond)
- Група 3 (Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive)

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

- Група 4 (Gradia direct posterior + G-Bond)
- Група 5 (Tetric evoflow bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive)
- Група 6 (Tetric evoflow balk fill + G-Bond)
- Група 7 (SDR+ Adper Singl bond Plus adhesive)
- Група 8 (SDR+ G-Bond)
- Група 9 (Tetric evoceram bulk fil+ Adper Singl bond Plus adhesive)
- Група 10 (Tetric evoceram bulk fil+ G-Bond)

После реставрацијата секој примерок беше складиран во дестилирана вода на 37°C за 7 дена, а потоа подлежени на 500 циклуси на термоциклирање, кои се состојат, 55°C за 30 секунди, 19°C за 20 секунди, 5°C за 30 секунди. Секој примерок беше запечатен со два слоја на лак за нокти, оставајќи 1 мм растојание околу рабовите на реставрацијата, а апикалниот отвор запечатен со восок. Забите потоа беа ставени во 50% раствор од сребро нитрат во рок од 24 часа на собна температура.

Секој заб беше поставен во калапот со внатрешен дијаметар од 25 mm и висина од 25 mm, изработен од ПВЦ (poli – vinyl - clorid). Со леплив восок апроксималната страна на забот се лепеше за капакот од калапот, потоа се монтираше цилиндричниот пластичен прстен на рамна работна површина. Понатамошната постапка е иста како припремата на примероците за мерење на силата на смолкнување.



Слика 24 Подготовка на примероците за СЕМ анализа

Со IsoMet 1000 машината за претцизно сечење со дијамантски дискови и Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA, и со водено ладење исековме примероци со дебелина од 1 mm.

Потоа секој од примероците беше подложен на процесот на дехидратација и тоа со помош на различна концентрација на етанол и тоа последователно:

70% етанол – 20 минути

80% етанол – 20 минути

90% етанол – 20 минути

100% етанол – 3x20 минути последователно



Слика 25 Позлатување на површината на примероците пред СЕМ анализа



Слика 26 Подготвени примероци за внес во комората

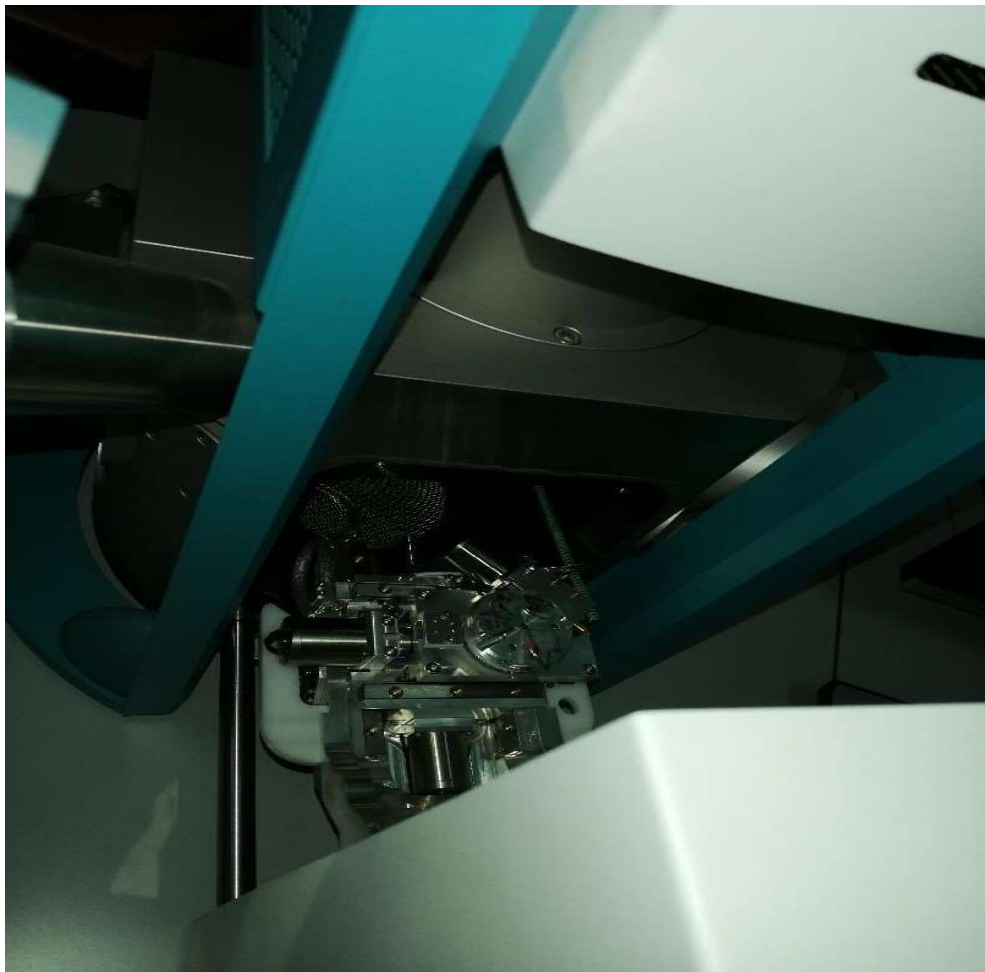
За та ја испитаме микропропустливоста користевме скенинг електронски микроскоп

Микропропусливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Од TESCAN, VEGA3LMU модел, плус дополнителни 10 mm² SDD детектор x-act, на факултетот за природни и технички науки, Универзитет Гоце Делчев – Штип.



Слика 27 Скенинг електронски микроскоп TESCAN, VEGA3LMU модел



Слика 28 Поставување на примероците во комората на електронскиот микроскоп

Длабочината на пенетрацијата на 50% раствор на сребро нитрат, беше анализирана врз основа на следната скала:

- 0 - нема доказ за пенетрација на боја
- 1 - површинска пенетрација која е само во емајл и не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ)
- 2 - пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница, до аксијалниот ѕид
- 3 - пенетрација долж аксијалниот ѕид
- 4 - пенетрација во пулпа комора.

4.5 Метод на статистичка анализа

СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА: Статистичката анализа е изработена со статистичките програми: STATISTICA version 10 и IBM SPSS 20.0. Собраните податоци се обработени со помош на следните статистички методи:

- Базите на податоци се формирани со примена на специфични компјутерски програми за таа намена. Нивната обработка се изврши со помош на стандардни дескриптивни и аналитички методи;
- Нумеричките серии се анализирани со мерки на централна тенденција и со мерки на дисперзија на податоците (просек и стандардна девијација);
- Статистичката сигнификантност на разликите е анализирана со Mann-Whitney U-тестот;
- Во поглед на статистичката сигнификантност на повеќе од две варијабли, разликите се анализирани со Analysis of Variance – ANOVA;
- Од тестовите со повеќекратна споредба, во студијата е користен Post hoc Tukey HSD-тестот;
- Со тестот Shapiro-Wilk се испитуваше нормалната распределба на варијаблите;
- P- вредностите беа прилагодени со методот на корекција на Bonferron за повеќекратни споредби.
- За CI (confidence-интервал $\pm 95\%$ CI) е дефинирана статистичката значајност за ниво на грешка помала од 0,05 (p);
- Резултатите се прикажани табеларно и графички;
- Ниво на грешка помало од 0,05 (p);
- Резултатите се прикажани табеларно и графички.

РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО

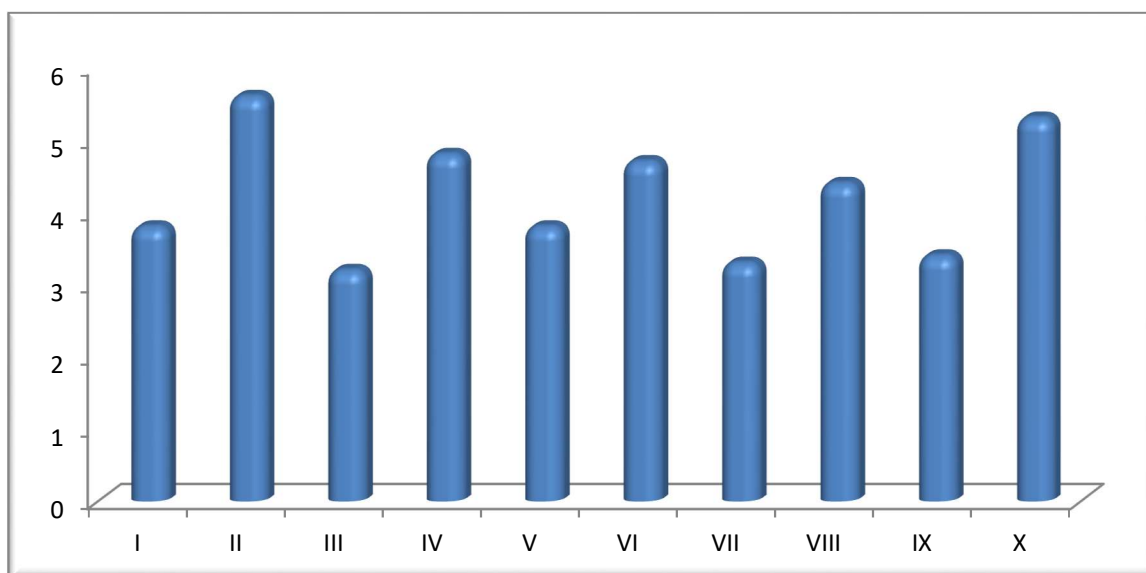
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

1. РЕЗУЛТАТИ

Добиените резултати од анализата на јачината на врската на композитите и реставративните адхезивни системи, по статистичката обработка се прикажани на табелите 1 и графикон 1.

Табела бр 1 Приказ на просечните вредности на јачината на врската на композитните реставрирани адхезивни системи

Група	број	просек	минимум	максимум	Стд.Дев.	Confidence- -95,000%	Confidence- 95,000
I	10	3.8	1.55	6.92	1.902608	1.308680	3.473420
II	10	5.6	3.45	8.88	1.761503	1.211624	3.215818
III	10	3.2	1.22	5.38	1.120014	0.770385	2.044710
IV	10	4.8	3.02	6.25	0.966218	0.664599	1.763938
V	10	3.8	2.32	6.70	1.400970	0.963636	2.557625
VI	10	4.7	2.32	7.51	1.564291	1.075974	2.855785
VII	10	3.3	1.78	5.95	1.370199	0.942471	2.501449
VIII	10	4.4	2.23	7.44	1.519740	1.045331	2.774453
IX	10	3.4	2.22	6.25	1.502224	1.033282	2.742475
X	10	5.3	1.78	7.11	1.642857	1.130015	2.999216



Графикон 1 Приказ на просечните вредности на јачината на врската на композитните реставрирани адхезивни системи

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

На табела 1 и графикон 1 е даден приказ на просечите вредности на јачината на врската на различни видови композитни материјали - микрохибриден (Filtek™ Z250), микрохибриден (Gradia direct posterior) и три bulk fill композити (Tetric evoflow bulk fill, Tetric evoceram bulk fill, SDR), како и два вида на адхезивни системи – самонагризувачки (G bond) и целоснонагризувачки адхезивен систем (Singl bond dental adhesive 3M).

Според табела 1 и графикон 1 во втората (Filtek™ Z250+ G bond) група просечната вредност на јачината е најголема и изнесува 5.6 ± 1.8 Мра, минимум 3.45, а максимум 8.88 Мра, додека во третата (Gradia + Adper Singl bond Plus adhesive) група просечната вредност на јачината е најмала и изнесува 3.2 ± 1.1 Мра, минимум 3.02, а максимум 6.25 Мра.

Според табела 1 и графикон 1 во првата (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive) група просечната вредност на јачината изнесува 3.8 ± 1.9 Мра, минимум 1.55, а максимум 6.92 Мр.

Во четвртата (Gradia direct posterior + G bond) група просечната вредност на јачината изнесува 4.9 ± 1.0 Мра, минимум 3.02, а максимум 6.25 Мра (табела 1 и графикон 1а,б).

Според приказот на просечните вредности на јачината на врската на табела 1 и графикон 1 во петата (Tetric evoflow bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) група просечната вредност на јачината изнесува 3.8 ± 1.4 Мра, минимум 2.32, а максимум 6.70 Мра, а во шестата (Tetric evoflow bulk fill + G-bond) група просечната вредност на јачината изнесува 4.7 ± 1.6 Мра, минимум 2.32, а максимум 7.51 Мра .

Во седмата (SDR - Adper Singl bond Plus adhesive) група просечната вредност на јачината изнесува 3.3 ± 1.4 Мра, минимум 1.78, а максимум 5.95 Мра (табела 1 и графикон 1). Во осмата (SDR - G-bond) група просечната вредност на јачината изнесува 4.4 ± 1.5 Мра, минимум 2.23, а максимум 7.44 Мра (табела 1 и графикон 1).

Во деветата (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) група просечната вредност на јачината изнесува 3.4 ± 1.5 Мра, минимум 2.22, а максимум 6.25 Мра (табела 1 и графикон 1). Во десетата (Tetric evoceram bulk fill + G-bond) група просечната вредност на јачината изнесува 5.3 ± 1.6 Мра, минимум 1.78, а максимум 7.11 Мра (табела 1 и графикон 1)

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Табела 2 Приказ на Mann-Whitney U тест на разликата на просечните вредности на јачината на врската на композитните реставрирани адхезивни системи

<i>Rank Sum – Filtek + 3M bond singl bond</i>	<i>Rank Sum – Filtek+ G bond</i>	<i>U</i>	<i>Z</i>	<i>p-value</i>
81.00000	129.0000	26.00000	-1.77643	0.075663
<i>Rank Sum – Gradia + Adper Singl bond Plus adhesive</i>	<i>Rank Sum – Gradia + G bond</i>	<i>U</i>	<i>Z</i>	<i>p-value</i>
70.00000	140.0000	15.00000	-2.60795	0.009109
<i>Rank Sum – Tetric evo ceram flow + Adper Singl bond Plus adhesive</i>	<i>Rank Sum – Tetric evo ceram flow G-bond</i>	<i>U</i>	<i>Z</i>	<i>p-value</i>
80.50000	129.5000	25.50000	-1.81423	0.069643
<i>Rank Sum – SDR - Adper Singl bond Plus adhesive</i>	<i>Rank Sum – SDR - G-bond</i>	<i>U</i>	<i>Z</i>	<i>p-value</i>
82.00000	128.0000	27.00000	-1.70084	0.088974
<i>Rank Sum – Tetric evo bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive</i>	<i>Rank Sum – Tetric evo bulk fill G- bond</i>	<i>U</i>	<i>Z</i>	<i>p-value</i>
76.00000	134.0000	21.00000	-2.15440	0.031210

На табела 2 е даден приказ на резултатите од Mann-Whitney U тестот на разликата на просечните вредности на јачината на врската на различните видови на композити и различните реставративни адхезивни системи. Резултатите од оваа анализа покажаа дека не постои статистичка сигнификантна зависност помеѓу просечните вредности на јачината кај Група I (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive) и Група II (Filtek™ Z250+ G bond) за $p > 0.05$ ($p = 0.075663$). Овие резултати укажуваат дека видот на адхезивниот систем нема влијание врз јачината на врската кај Filtek™ Z250 микрохбридниот композитен материјал.

Статистичка сигнификантна зависност се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај Група III (Gradia direct posterior + Adper Singl bond

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Plus adhesive) и Група IV (Gradia direct posterior + G bond) за $p < 0.05$ ($p = 0.009109$) (табела 2). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем влијае врз јачината на врската кај нашиот микрохибриден композит, каде што врската беше поголема при користење на самонагризувачки адхезивен систем.

Разликата помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај Група V (Tetric evoflow bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) и Група VI (Tetric evoflowbulk fill + G-bond) е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($p = 0.069643$) (табела 2). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем не влијае врз јачината на врската кај Bulk fill ниско – вискозните т.е течните композитни материјали.

Разликата помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај Група VII (SDR - Adper Singl bond Plus adhesive) и Група VIII (SDR - G-bond) е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($p = 0.088974$) (табела 2). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем не влијае врз јачината на врската кај Bulk fill ниско – вискозните т.е течните композитни материјали.

Разликата помеѓу просечните вредности на јачината кај Група IX (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) и Група X (Tetric evoceram bulk fill + G-bond) е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.031210$) (табела 2). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем влијае врз јачината на врската кај Bulk fill високо - вискозните композитните материјали, при што врската остварена со самонагризувачкиот адхезивен систем е многу појака.

На табела 3 е даден приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската помеѓу различните видови на композитни материјали и двата вида на адхезивни системи во сите десет групи. Просечните вредности на јачината на композитните реставрирани адхезивни системи во сите десет групи според Analysis of Variance U тест е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.002092$)

Оваа статистички сигнификантна разлика според Post hoc Tukey HSD тест се должи на статистички сигнификантната разлика помеѓу Filtek™ Z250 + G bond наспроти SDR – Adper Singl bond Plus adhesive за $p < 0.05$ ($p = 0.033733$), Filtek™ Z250 + G bond наспроти Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive за $p < 0.05$ ($p = 0.022160$) и Filtek™ Z250 + G bond наспроти Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

bond Plus adhesive за $p < 0.05$ ($p = 0.047605$), останатите разлики се статистички несигнификантни (табела 3а)

Табела 3. Приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската помеѓу различните видови на композитни материјали и адхезивни системи во сите десет групи
- Analysis of Variance –тест (ANOVA)

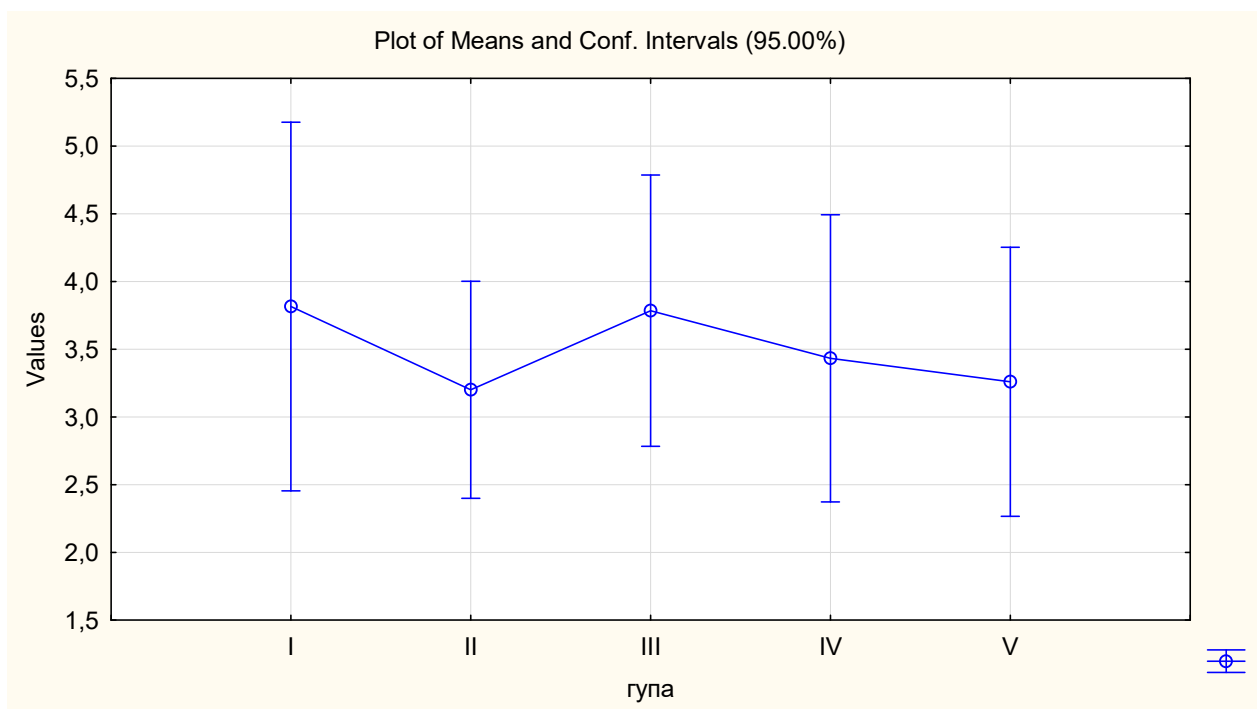
SS - Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
64.72514	9	7.191682	202.1693	90	2.246325	3.201532	0.002092

Табела 3а. Приказ на Tukey HSD тест

	{1} - M=3,816	{2} - M=5,566	{3} - M=3,201	{4} - M=4,830	{5} - M=3,785	{6} - M=4,7250	{7} - M=3,297	{8} - M=4,3710	{9} - M=3,3790	{10} - M=5,2500
1 {1}		0.228135	0.995560	0.883636	1.000000	0.937047	0.998828	0.997976	0.999715	0.505479
2 {2}	0.228135		0.022160	0.983779	0.207594	0.960886	0.033733	0.744050	0.047605	0.999981
3 {3}	0.995560	0.022160		0.320946	0.997010	0.416180	1.000000	0.766453	1.000000	0.082237
4 {4}	0.883636	0.983779	0.320946		0.863814	1.000000	0.407582	0.999574	0.488242	0.999794
5 {5}	1.000000	0.207594	0.997010	0.863814		0.923463	0.999304	0.996932	0.999844	0.474153
6 {6}	0.937047	0.960886	0.416180	1.000000	0.923463		0.511589	0.999951	0.595752	0.998717
7 {7}	0.998828	0.033733	1.000000	0.407582	0.999304	0.511589		0.843632	1.000000	0.117076
8 {8}	0.997976	0.744050	0.766453	0.999574	0.996932	0.999951	0.843632		0.896580	0.948537
9 {9}	0.999715	0.047605	1.000000	0.488242	0.999844	0.595752	1.000000	0.896580		0.155354

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

10 {10}	0.505479	0.999981	0.082237	0.999794	0.474153	0.998717	0.117076	0.948537	0.155354	
--------------------------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	----------	--



Графикон 4. Приказ на просечните вредности на јачината на врската помеѓу различните композитни материјали и целосноагризувачкиот реставративен адхезивен систем - total-etching adhesive system кај група I,III,V,VII,IX

Табела 4. Приказ на просечните вредности на јачината на врската помеѓу различните композитни материјали и целосноагризувачкиот реставративен адхезивен систем - total-etching adhesive system кај група I,III,V,VII,IX

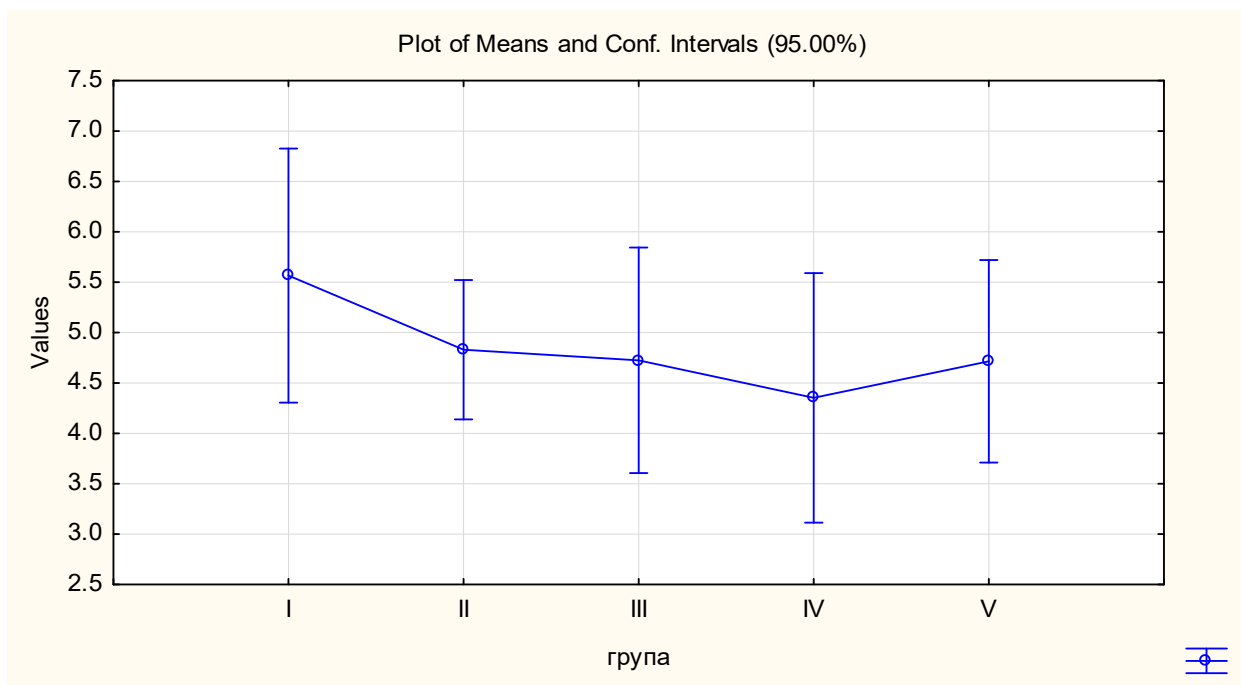
Analysis of Variance –тест(ANOVA)

SS - Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
-------------	-------------	-------------	------------	------------	------------	---	---

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

3.377452	4	0.844363	98.62558	45	2.191680	0.385258	0.818027
----------	---	----------	----------	----	----------	----------	----------

На табела 4 и графикон 4 е даден приказ на просечните вредности на јачината на врската помеѓу различните видови на композитни материјали и целосноагризувачкиот реставративен адхезивен систем - total-etching adhesive system кај група I,III,V,VII,IX. Разликата на јачината на врската која се регистрира помеѓу различните видови на композитни материјали и целосноагризувачкиот адхезивен систем - total-etching adhesive system кај група I,III,V,VII,IX, според ANOVA тестот е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ (0.818027). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на реставративниот композитен материјал не влијае на јачината на врската кога користиме целосноагризувачки адхезивен систем.



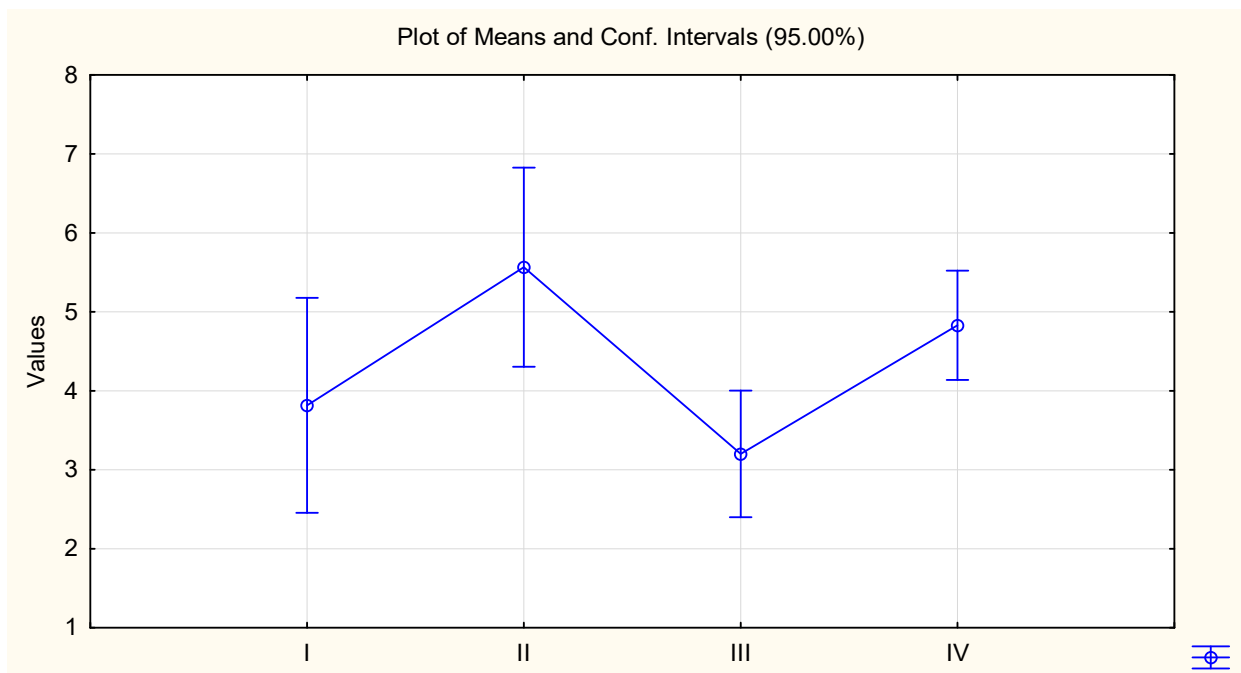
Графикон 5. Приказ на просечните вредност на јачината на врската помеѓу различните видови на композитни материјали и самонагризувачкиот адхезивен систем - self-etching adhesive systems кај група II,IV,VI,VIII,X

Табела 5. Приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската помеѓу различните видови на композитни материјали композитните реставрирани Адхезивен систем - self-etching adhesive systems кај група II,IV,VI,VIII,X Analysis of Variance – тест(ANOVA)

SS - Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
7.719108	4	1.929777	101.4725	45	2.254945	0.855798	0.497714

На табела 5 и графикон 5 е даден приказ на просечните вредности на јачината на врската помеѓу различните видови на композитни материјали и самонагризувачкиот реставративен адхезивен систем - self-etching adhesive system кај група II,IV,VI,VIII,X. Разликата на јачината на врската која се регистрира помеѓу различните видови на композитни материјали и самонагризувачкиот адхезивен систем - self-etching adhesive system кај група II,IV,VI,VIII,X, според ANOVA тестот е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($p = 0.497714$). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на реставративниот композитен материјал не влијае на јачината на врската кога користиме самонагризувачки адхезивен систем.

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската помеѓу различните видови на композитни материјали и целоснонагризувачкиот адхезивен систем - total-etching adhesive system (во сите групи, 3.5 ± 1.4) наспроти самонагризувачкиот адхезивен систем - self-etching adhesive systems (во сите групи, 4.8 ± 1.5), според Mann-Whitney U тест е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($Z = -3.38193$, $p = 0.000720$). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем има влијание на јачината на врската помеѓу композитниот материјал и цврстите забни супстанции,пришто со самонагризувачкиот адхезивен систем се доби многу посилна врска.



Графикон 6. Приказ на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали со примена на слоевита техника на апликација кај група I, II, III, IV

Табела 6. Приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали со примена на слоевита техника на апликација кај група I, II, III, IV Analysis of Variance –тест(ANOVA)

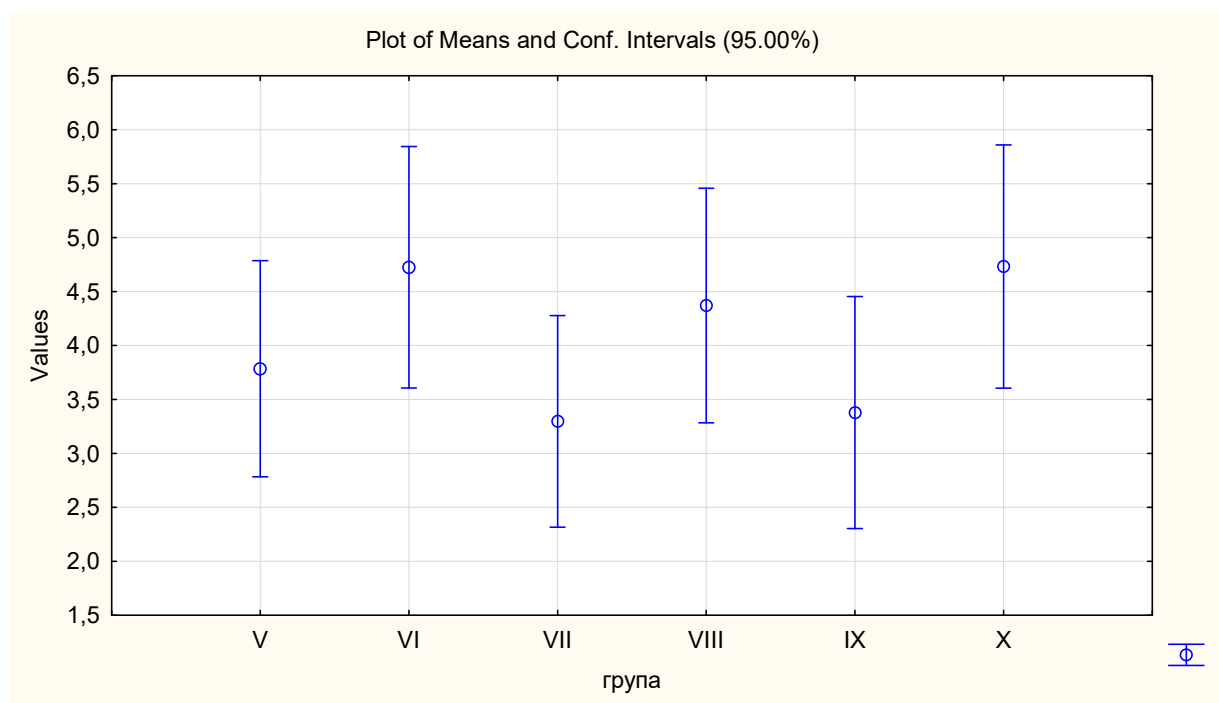
SS - Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
33.14371	3	11.04790	80.19737	36	2.227705	4.959321	0.005538

Табела 6а. Приказ на Tukey HSD тест

	{1} - M=3.8160	{2} - M=5.5660	{3} - M=3.2010	{4} - M=4.8300
I {1}		0.058911	0.793698	0.437032
II {2}	0.058911		0.005977	0.690314
III {3}	0.793698	0.005977		0.087499
IV {4}	0.437032	0.690314	0.087499	

На табела 6 и графикон 6 е даден приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали со примена на слоевита техника на апликација кај група I, II, III, IV. Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на композитните реставрирани материјали и техниката на апликација-Слоевита техника кај група I, II, III, IV според ANOVA тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.005538$).

Според Post hoc Tukey HSD тест разликата се должи на статистички сигнификантната разлика помеѓу II група (Filtek™ Z250 + G bond) наспроти III група (Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive) група за $p < 0.05$ ($p = 0.005977$) (табела 6а)



Графикон 7. Приказ на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали со примена Bulk техника на апликација кај група V, VI, VII, VIII, IX, X

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Табела 7. Приказ на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали со примена Bulk техника на апликација кај група V, VI, VII, VIII, IX, X
Analysis of Variance –тест(ANOVA)

SS - Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
21.11245	5	4.222490	120.0159	54	2.222516	1.899869	0.109556

На табела 7 и графикон 7 е даден приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали со примена на bulk техника на апликација кај група V, VI, VII, VIII, IX и X. Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на композитните реставрирани материјали и техниката на апликација- Bulk техника кај група V, VI, VII, VIII, IX, X според ANOVA тестот е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($p = 0.109556$).

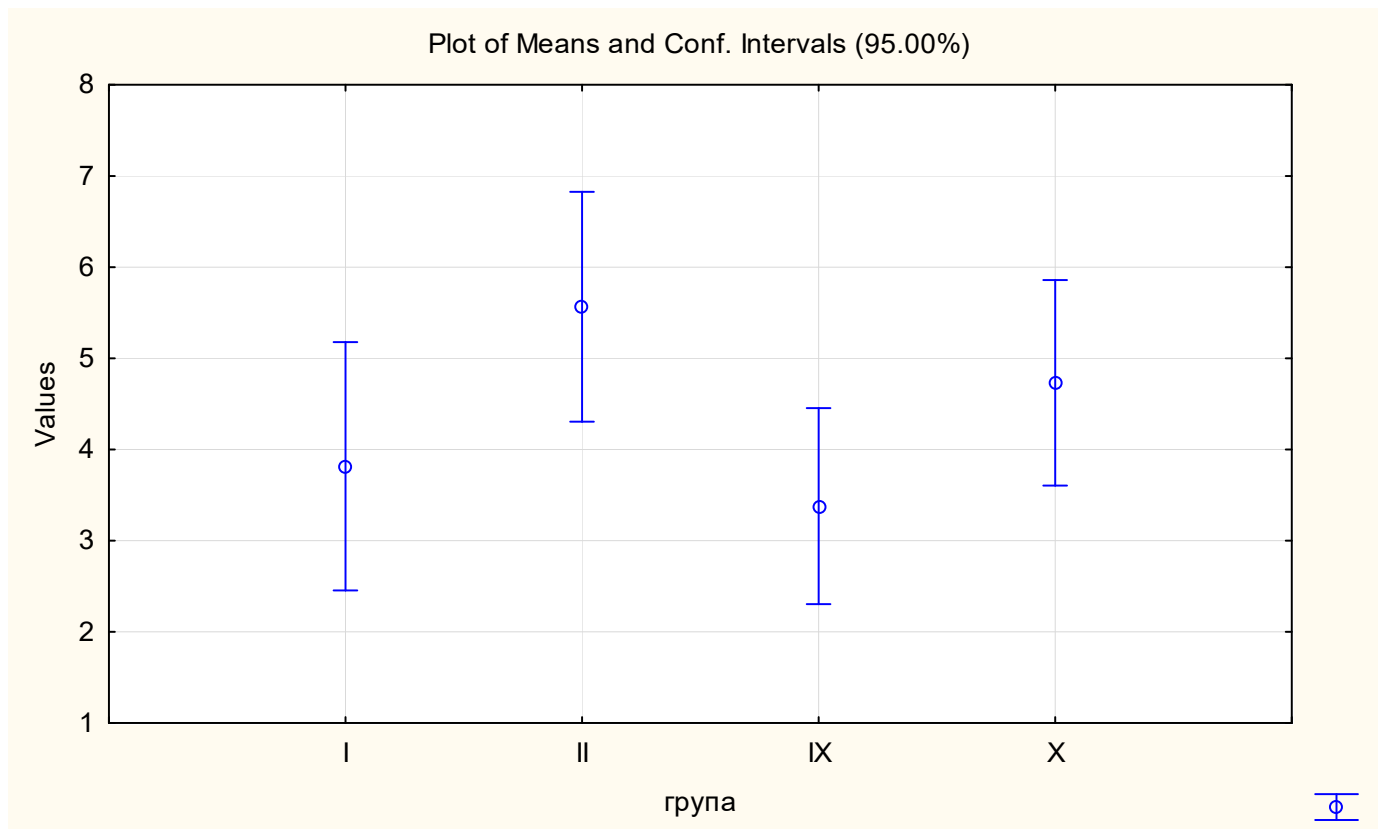
Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Техниката на апликација- Слоевита техника (во сите групи, 4.4 ± 1.7) наспроти Техника на апликација- Bulk техника (во сите групи, 4.0 ± 1.5), според Mann-Whitney U тест е статистички не сигнификантна за $p > 0.05$ ($Z = 0.431234$, $p = 0.666298$). Овие резултати укажуваат на тоа дека техниката на апликација на композитниот материјал не влијае на јачината на врската.

Табела 8. Приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композитот- Нанохибриден кај група I,II,IX, X, Analysis of Variance –тест(ANOVA)

SS - Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
-------------	-------------	-------------	------------	------------	------------	---	---

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

28.50415	3	9.501382	103.1501	36	2.865281	3.316038	0.030624
----------	---	----------	----------	----	----------	----------	----------



Графикон 8. Приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композитот- микрохбриден наспроти bulk fill високо вискозен композит кај група I,II,IX, X.

Табела 8а. Приказ на Tukey HSD тест

	{1} - M=3.8160	{2} - M=5.5660	{3} - M=3.3790	{4} - M=4.7320
I {1}		0.114288	0.938327	0.624698
II {2}	0.114288		0.031652	0.690873
IX {3}	0.938327	0.031652		0.295967
X {4}	0.624698	0.690873	0.295967	

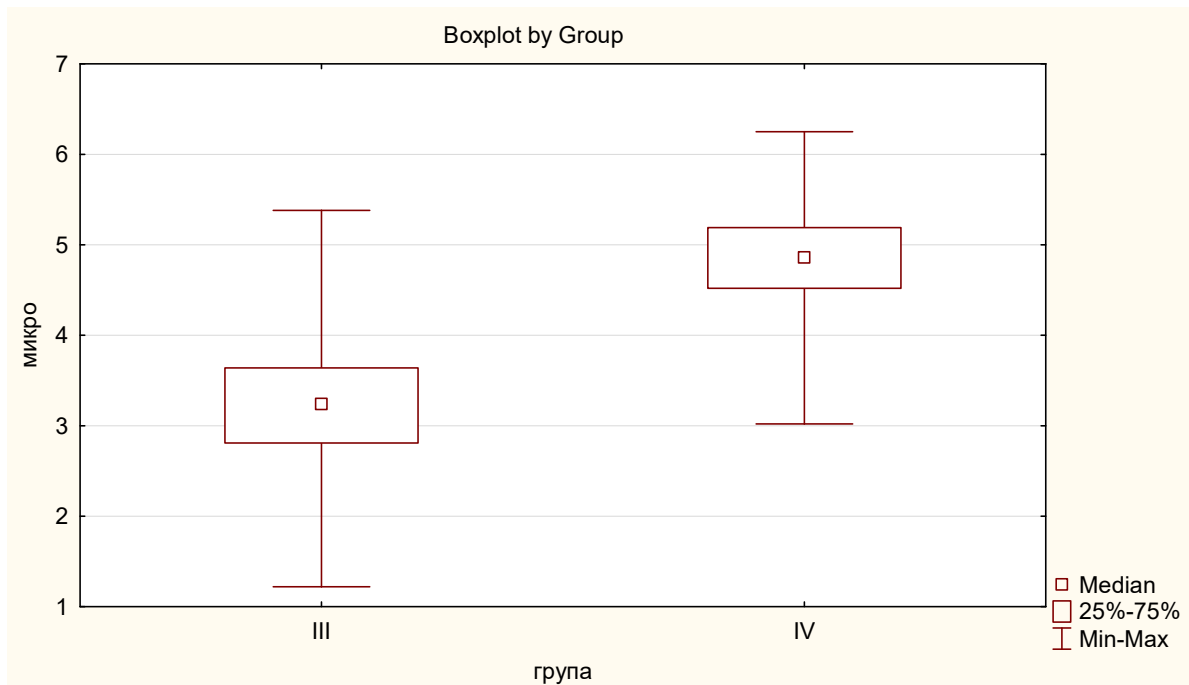
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

На табела 8 и графикон 8 е даден приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од видот на композитот- микрохибриден наспроти bulk fill високо вискозен кај група I, II, IX, X. Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на композитните материјали во зависност од видот на композитот - микрохибриден наспроти bulk fill високо вискозен група I,II, IX, X, според ANOVA тестот е статистички сигнификантен за $p < 0.05$ ($p = 0.030624$)

Според Post hoc Tukey HSD тест разликата се должи на статистички сигнификантната разлика помеѓу II група (Filtek™ Z250+ G bond) наспроти X група (Tetric evoceram bulk fill + G-bond) за $p < 0.05$ ($p = 0.031652$) (табела 10a). Овие резултати укажуваат на тоа дека микрохибридниот композит Filtek™ Z250 од нашето истражување остварива посилна врска за разлика од високо вискозниот bulk fill композит од нашето истражување..

Табела 9. Приказ на Mann-Whitney U тест на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композитот-- Микрохибриден кај група III,IV

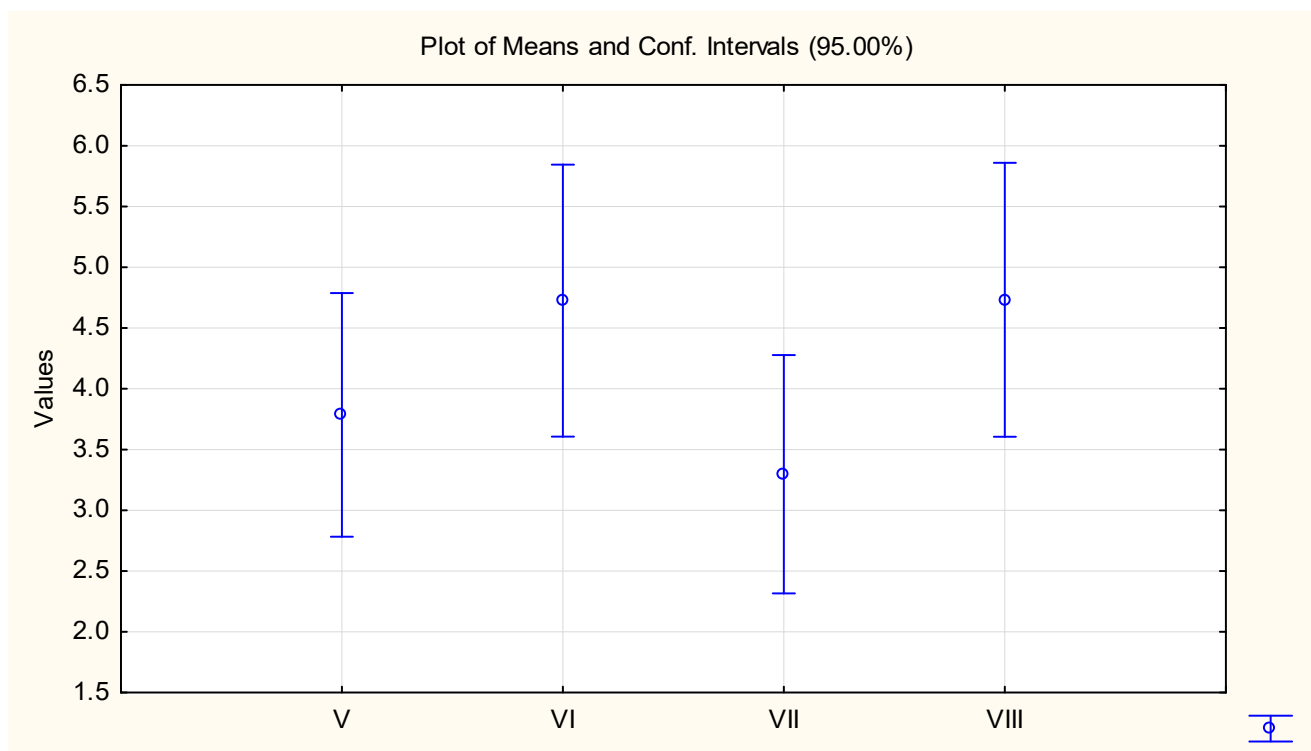
<i>Rank Sum – III група</i>	<i>Rank Sum – IV група</i>	<i>U</i>	<i>Z</i>	<i>p-value</i>
70.00000	140.0000	15.00000	-2.60795	0.009109



Графикон 11. Приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композитот- Микрохибриден кај група III,IV

На табела 9 и графикон 9 е даден приказ на Mann-Whitney U тест на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композитот-- Микрохибриден кај група III,IV и видот на адхезивниот систем. Разликата помеѓу просечните вредности на композитните материјали во зависност од Видот на композит- Микрохибриден кај III група (Gradia direct posterior + Singl bond 3M) и IV група (Gradia direct posterior + G bond) е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ (Mann-Whitney U , $p = 0.009109$).

Разликата на просечните вредности на на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композит- течен композит кај група V,VI,VII,VIII според Analysis of Variance –тест е статистички несигнификантна (табела и графикон 12).



Графикон 10. Приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композит- течен композит кај група V,VI,VII,VIII

Табела 10. Приказ на разликата на просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композит- течен композит кај група V,VI,VII,VIII

Analysis of Variance –тест (ANOVA)

SS - Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
15.29253	3	5.097509	78.91927	36	2.192202	2.325292	0.091151

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Видот на композитот- Нанохибриден (во сите групи, 4.4 ± 1.8) верзус Вид на композит- Микрохибриден (во сите групи, 4.0 ± 1.3) верзус Вид на композит- течен композит (во сите групи, 4.1 ± 1.6), според Analysis of Variance тестот е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($F=0.383718$, $p=0.682353$). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на композитниот материјал не влијае на јачината на врската помеѓу композитниот материјал и тврдите забни ткива.

Табела 11. Видови на фрактури

	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4	Група 5	Група 6	Група 7	Група 8	Група 9	Група 10
Примерок 1	A	A	A	M	A	A	A	A	M	A
Примерок 2	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
Примерок 3	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
Примерок 4	A	M	A	A	A	A	A	A	A	A
Примерок 5	A	A	A	M	A	A	A	A	A	A
Примерок 6	A	M	A	A	A	A	A	M	A	A
Примерок 7	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
Примерок 8	M	A	A	A	A	M	A	M	A	A
Примерок 9	A	A	A	A	A	M	A	M	A	A
Примерок 10	A	A	A	A	A	M	A	M	A	A

A – Адхезивна фрактура, K – Кохезивна фрактура, M – Мешана фрактура (адхезивно-кохезивна фрактура)

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Според табела 11 во првата група се регистрира 90% адхезивни фрактури, додека 10% се мешани фрактури.

Во втората група се регистрира 80% адхезивни фрактури, додека 20% се мешани фрактури.

Во третата група се регистрираат 100% адхезивни фрактури.

Во четвртата група 80 % се регистрираат адхезивни фрактури, додека 20% мешани фрактури.

Во петтата група се регистрираат 100% адхезивни фрактури.

Во шестата група се регистрираат 70% адхезивни фрактури, додека 30% се кохезивни фрактури.

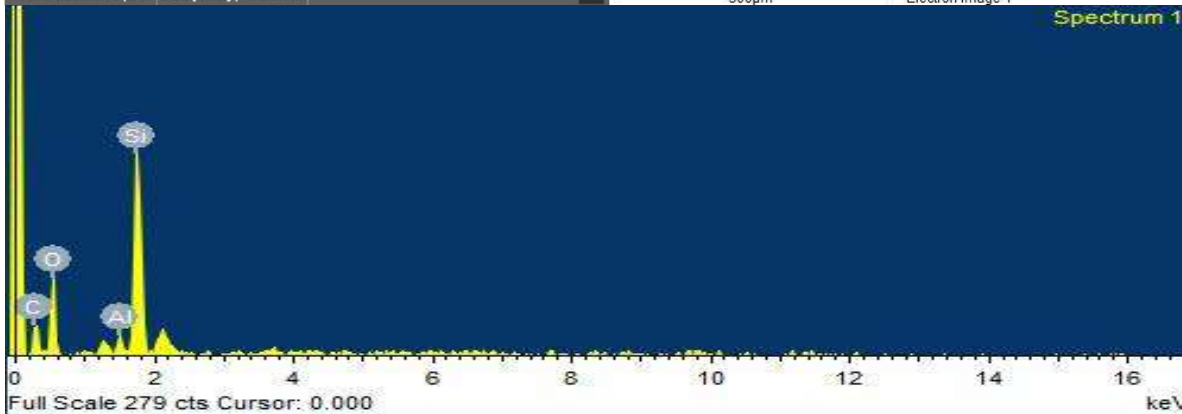
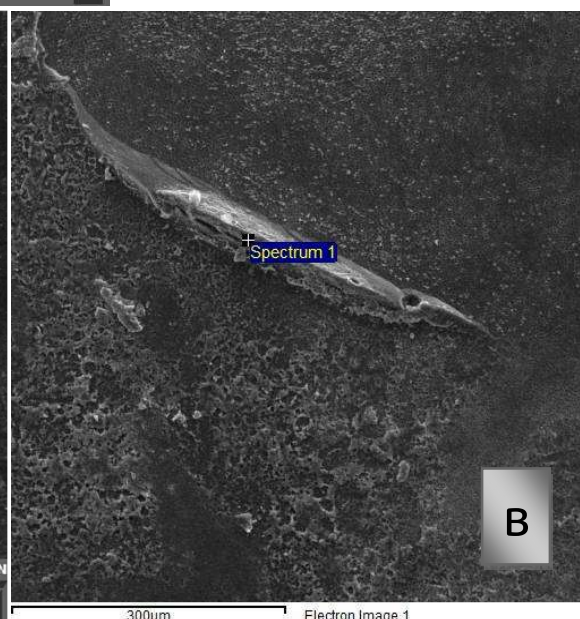
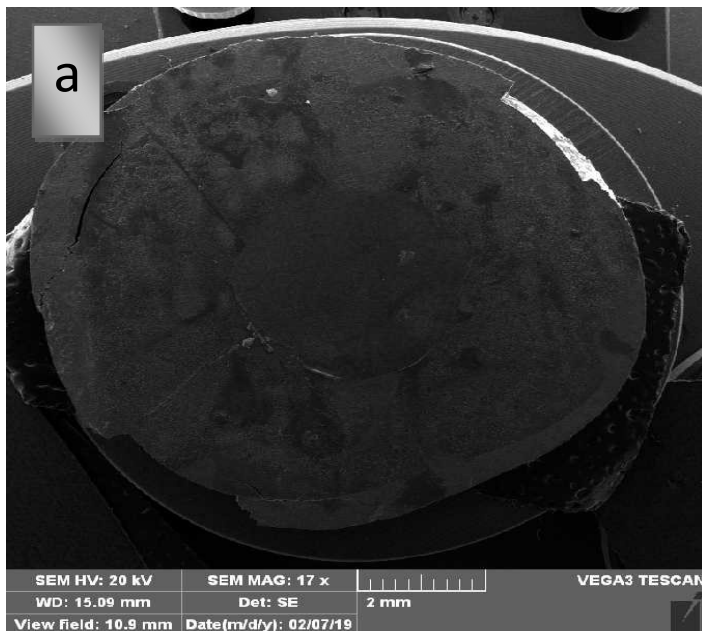
Во седмата група се регистрираат 100% адхезивни фрактури.

Во осмата група се регистрираат 60% адхезивни фрактури, додека 40 % се мешани фрактури.

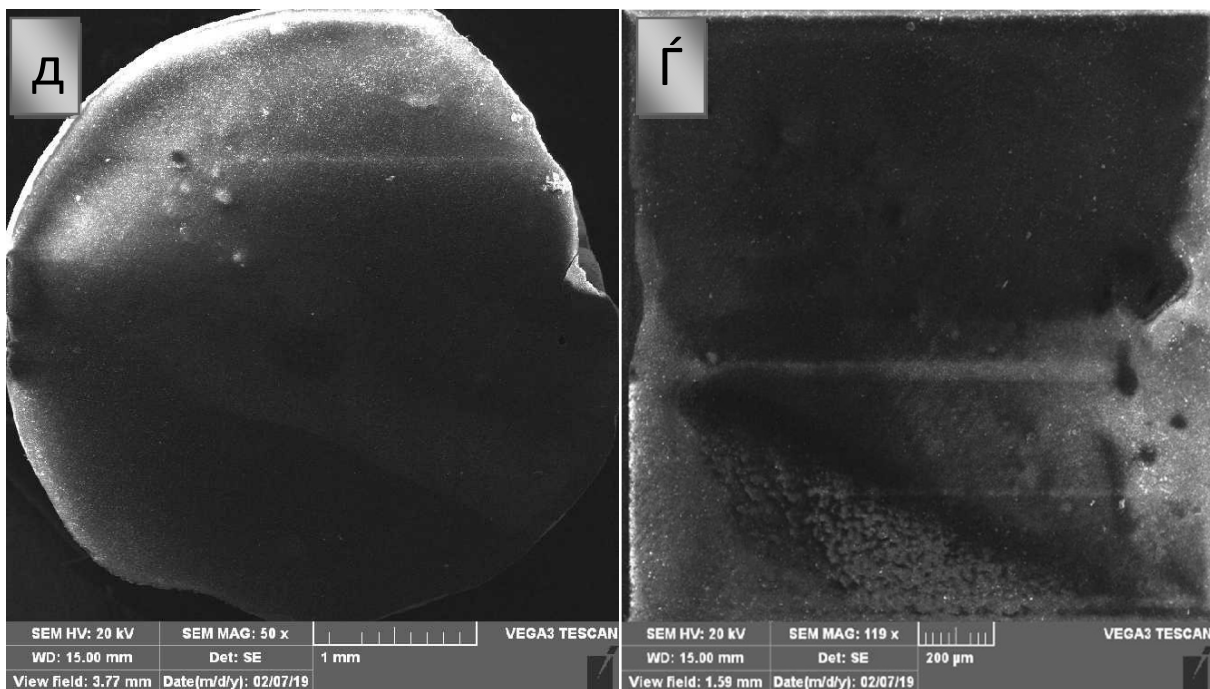
Во деветтата група се регистрираат 90% адхезивни фрактури, додека 10% се мешани фрактури.

Во десеттата група се регистрираат 100% адхезивни фрактури.

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

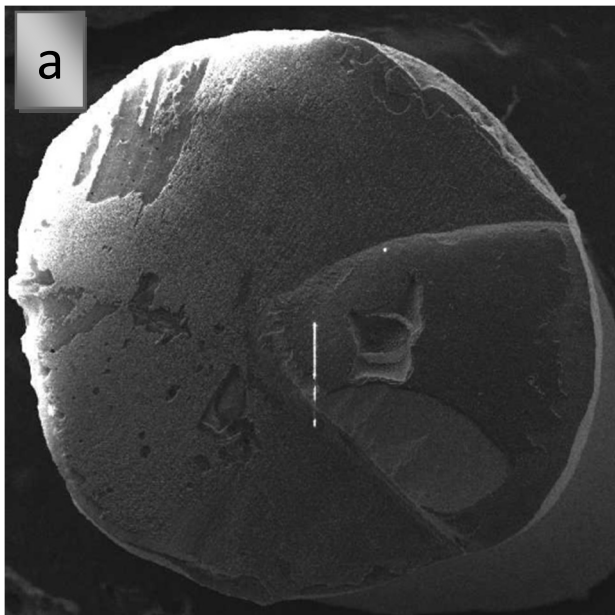


Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

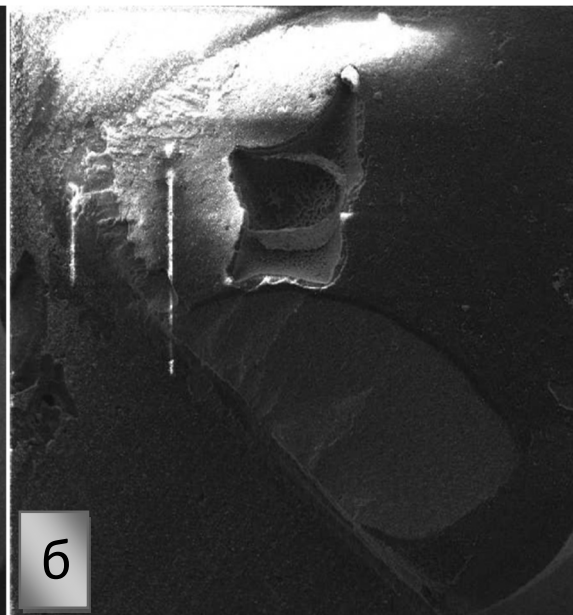


СЛИКА 30 Адхезивно фрактура кај примерок 2 од група 1; а. СЕМ анализа на дентинска површина x17 ; б. СЕМ анализа на дентинска површина x200 со приказ на делот каде имаме адхезивна фрактура; в. Хемиска анализа ; г. Графички приказ на хемиска анализа; д. СЕМ анализа на површината од композитното трупче x50; е. СЕМ анализа на површината од композитното трупче x119.

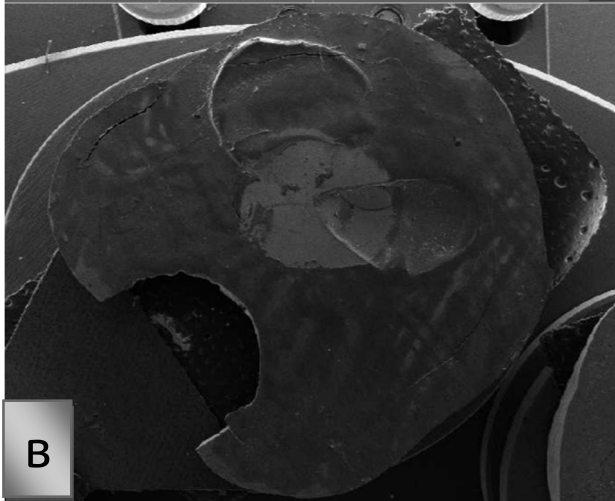
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација



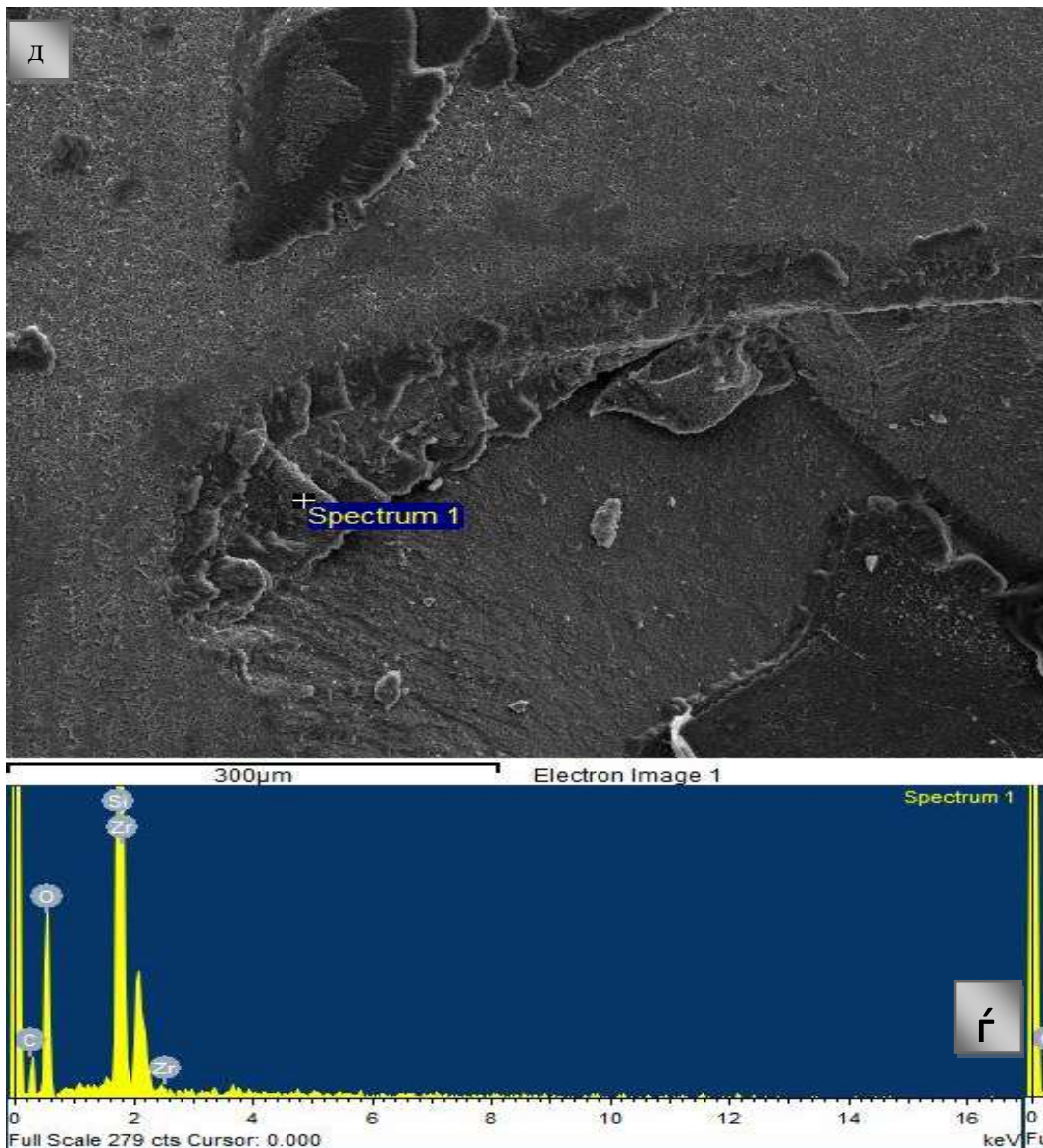
SEM HV: 20 kV SEM MAG: 54 x VEGA3 TESCAN
WD: 15.00 mm Det: SE 1 mm
View field: 3.51 mm Date(m/d/y): 02/07/19



SEM HV: 20 kV SEM MAG: 104 x VEGA3 TESCAN
WD: 15.00 mm Det: SE 500 µm
View field: 1.82 mm Date(m/d/y): 02/07/19

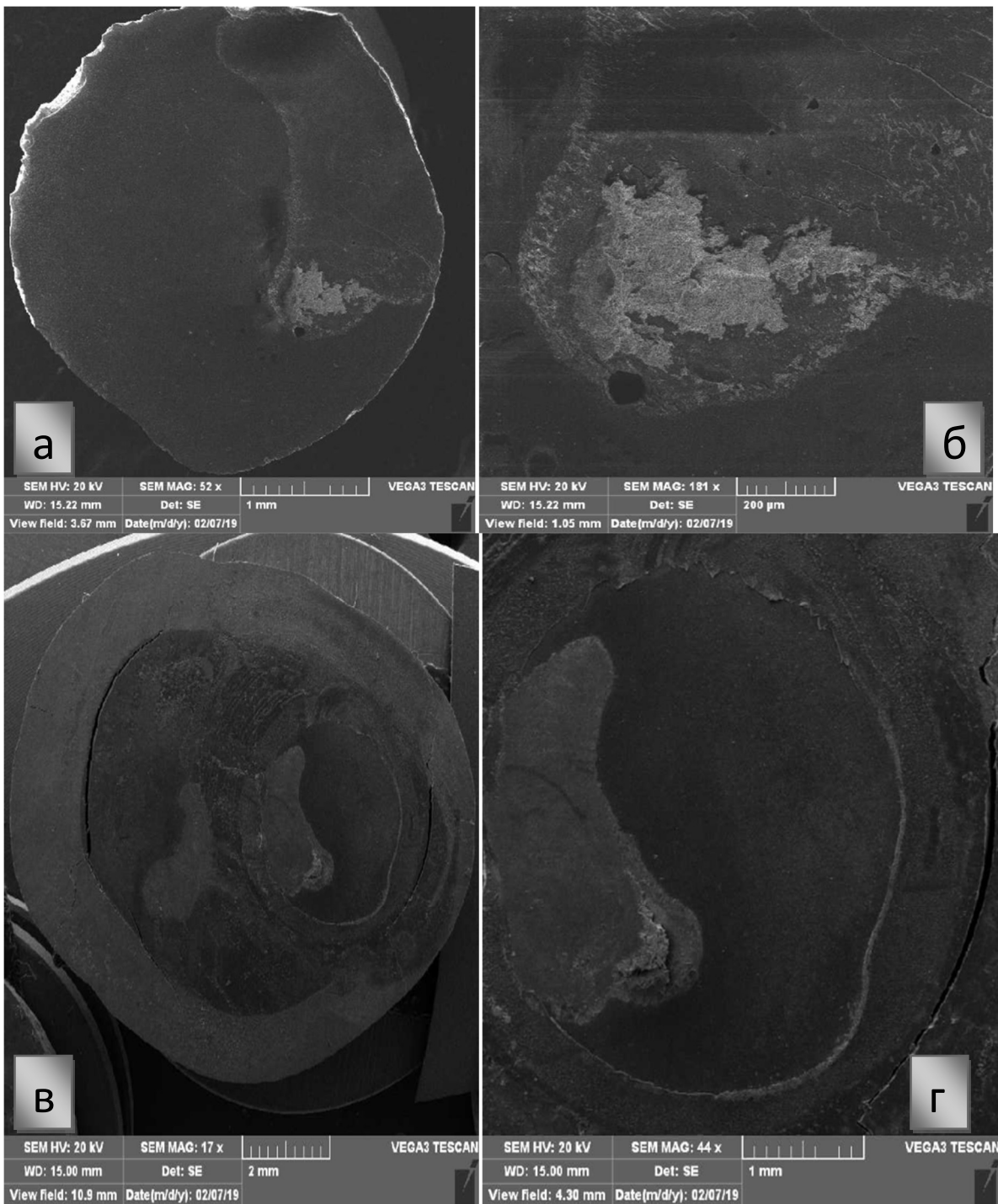


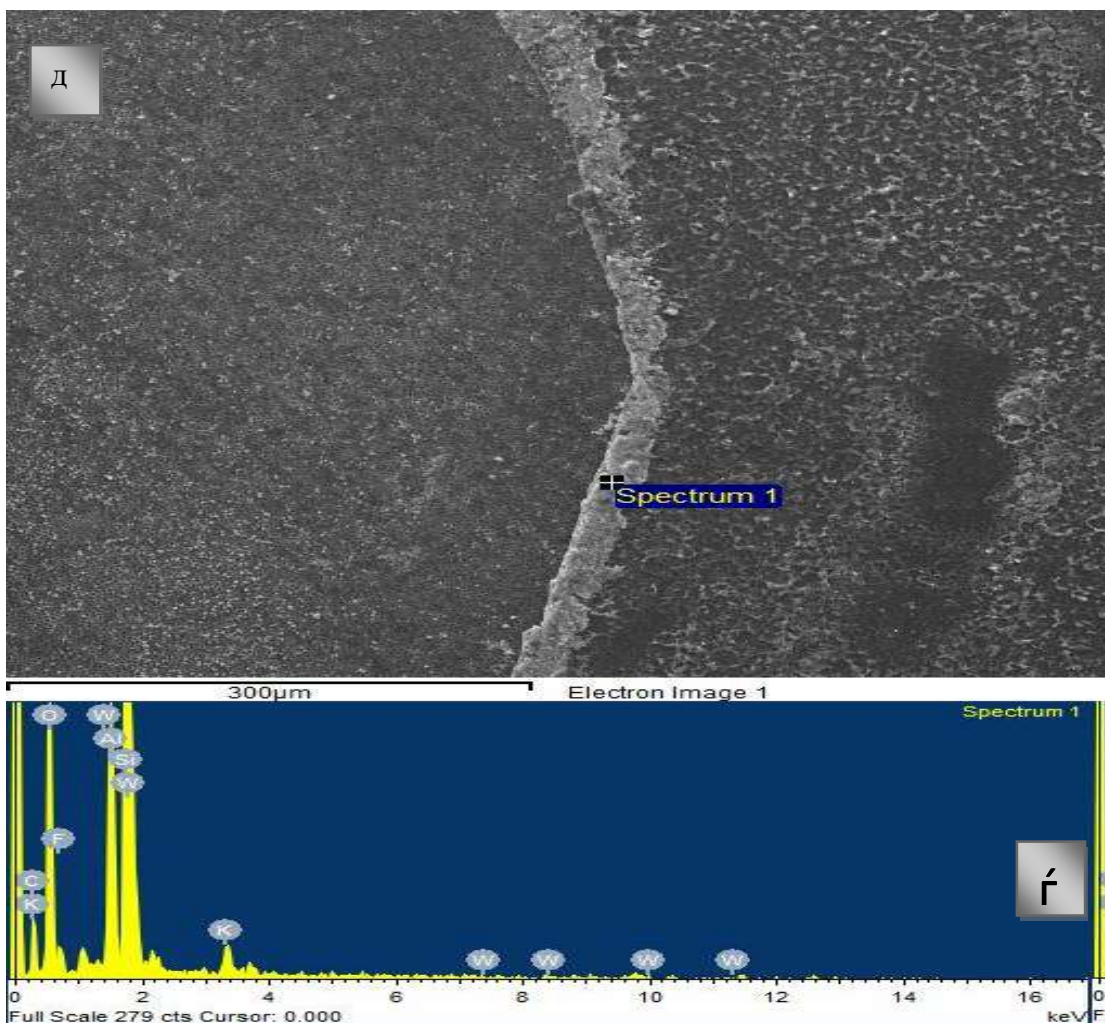
SEM HV: 20 kV SEM MAG: 17 x VEGA3 TESCAN
WD: 15.00 mm Det: SE 2 mm
View field: 11.4 mm Date(m/d/y): 02/07/19



СЛИКА 31 Атхезивно – Кохезивна фрактура кај примерок 4 од група 2; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x54 со приказ на присуството на кохезивна фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x104 со приказ на делот каде имаме кохезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x17; г. Хемиска анализа ; д. Графички приказ на хемиската анализа.

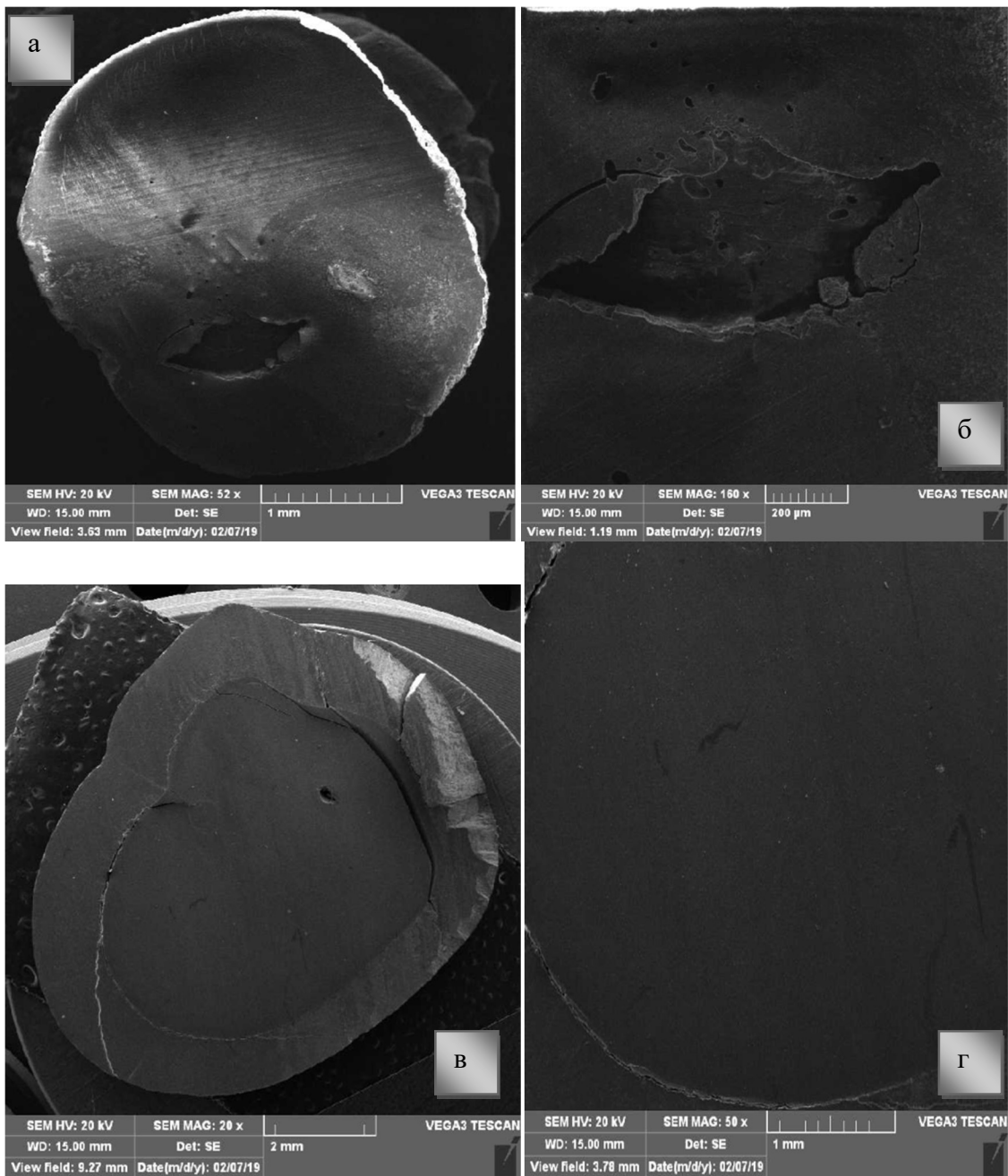
Микропропустливоста и јачината на врска кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

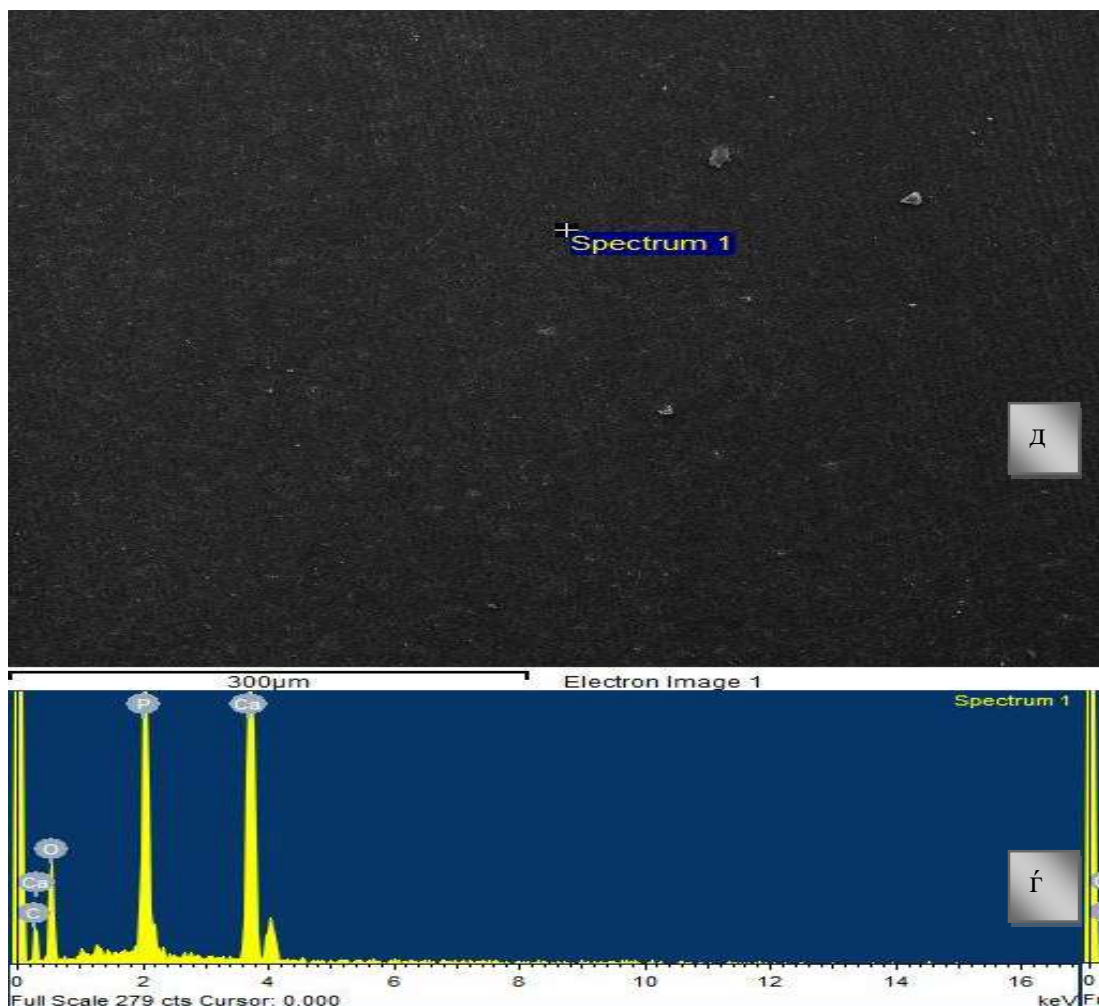




СЛИКА 32 Атхезивна фрактура кај примерок 5 од група 3; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x52 со приказ на присуството на атхезивната фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x181 со приказ на делот каде имаме атхезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x17; г. СЕМ анализа на дентинската површина x44; д. Хемиска анализа; г. Графички приказ на хемиската анализа.

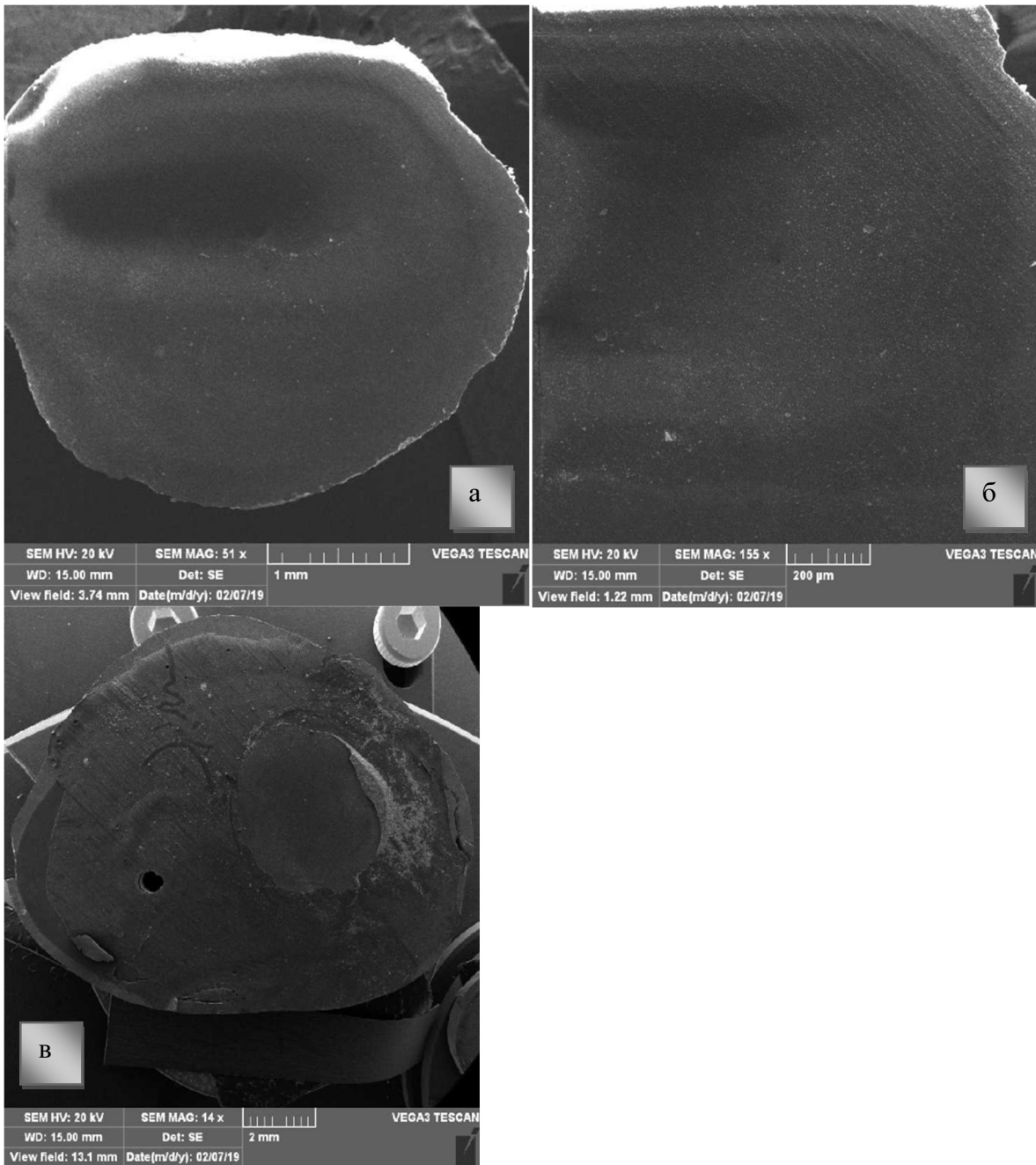
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

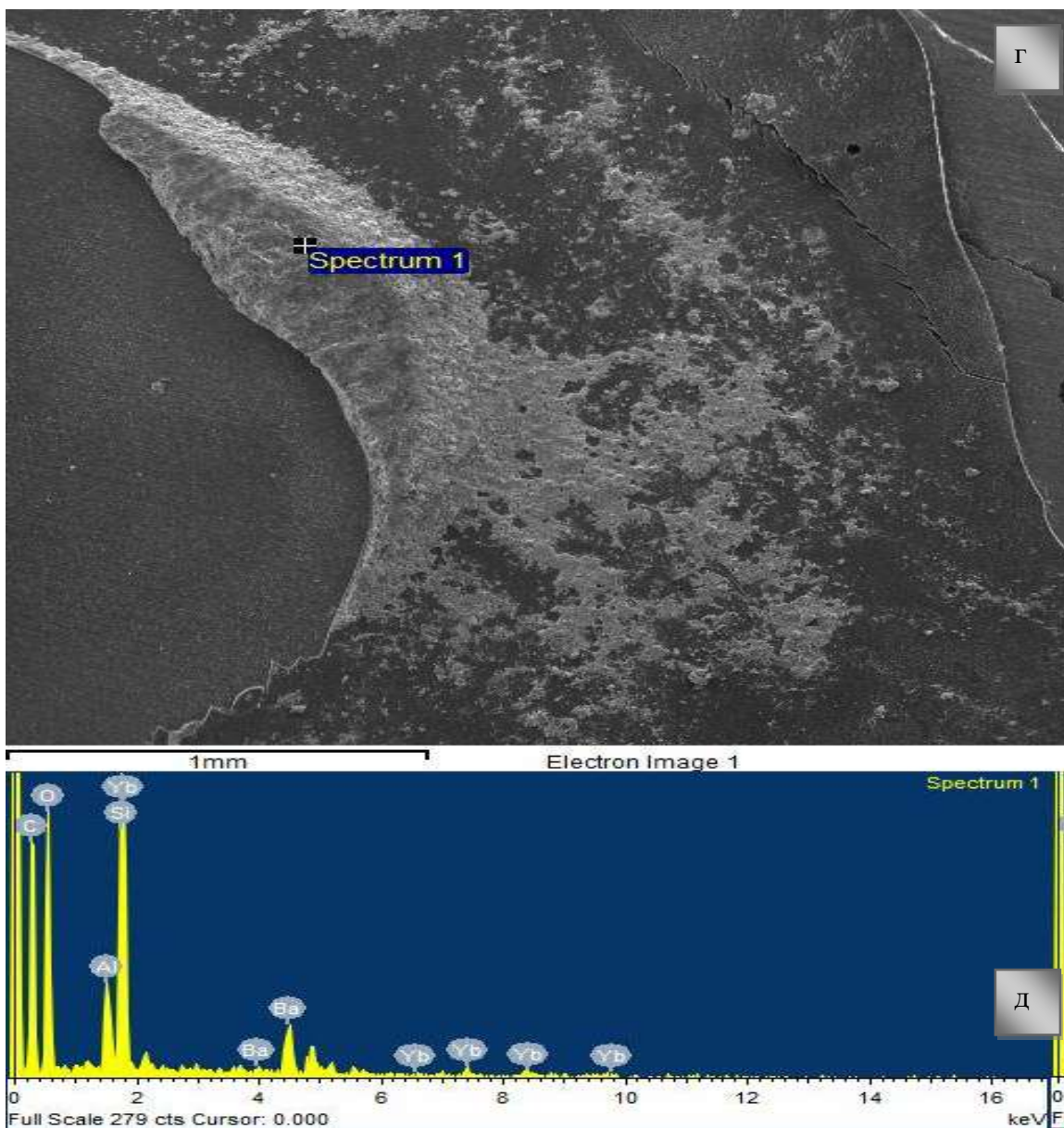




СЛИКА 33 Атхезивно – Кохезивна фрактура кај примерок 5 од група 4; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x52 со приказ на присуството на кохезивна фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x150 со приказ на делот каде имаме кохезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x20; г. СЕМ анализа на дентинската површина x50; д. Хемиска анализа; ѓ. Графички приказ на хемиската анализа.

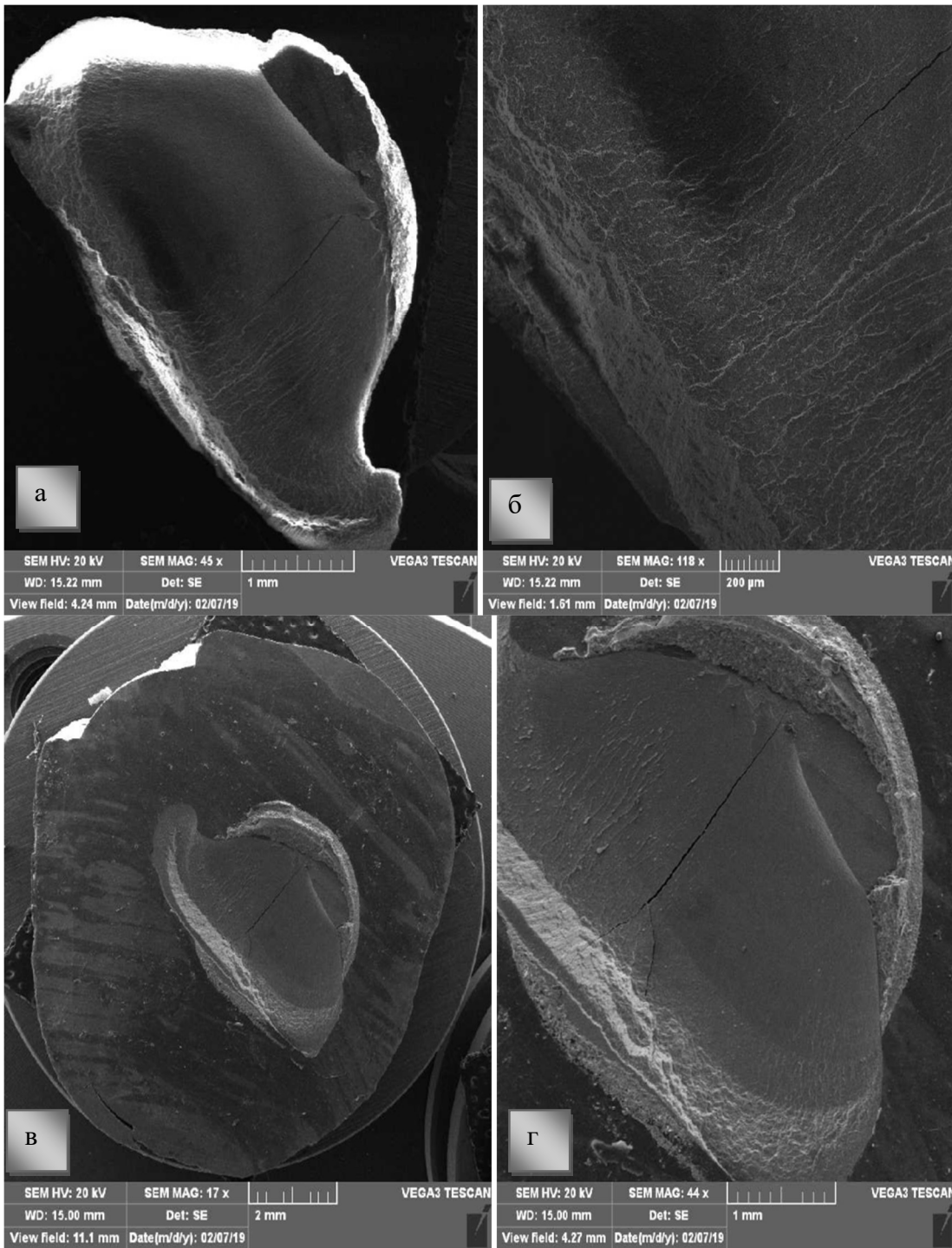
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

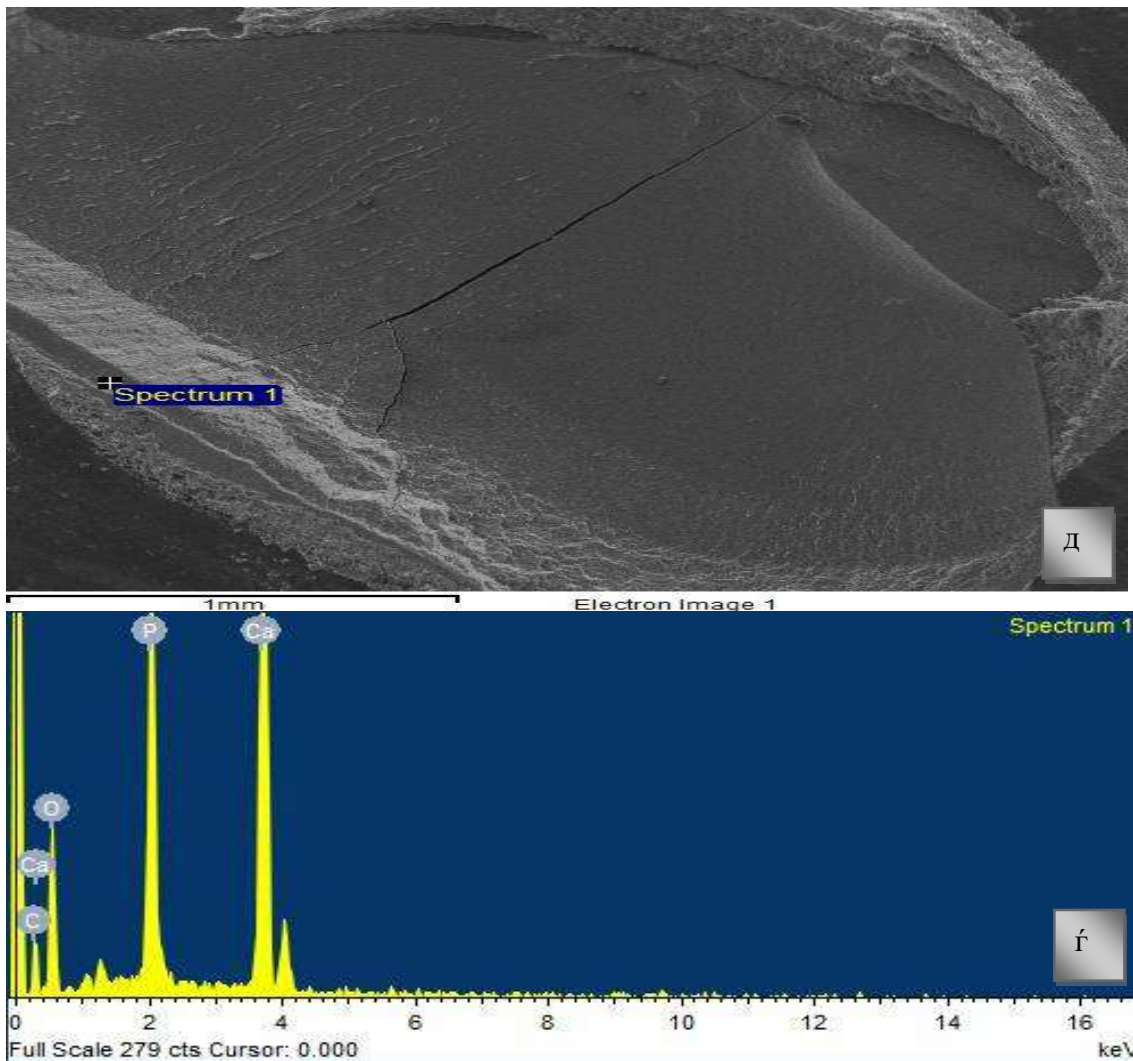




СЛИКА 34 Атхезивно- кохезивана фрактура кај примерок 7 од група 5; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x51 со приказ на присуството на атхезивната фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x151 со приказ на делот каде имаме атхезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x14; г. Хемиска анализа; д. Графички приказ на хемиската анализа.

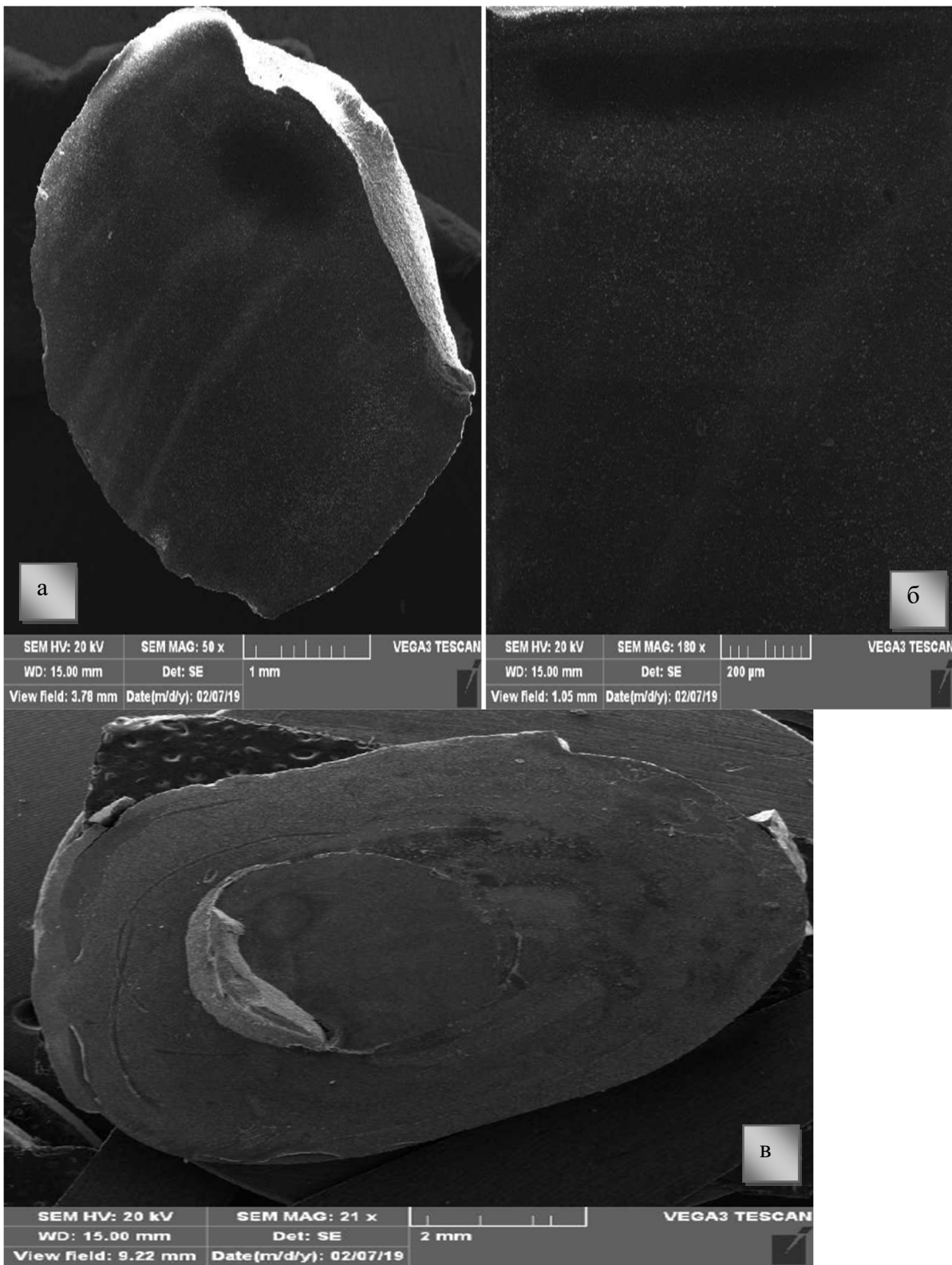
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

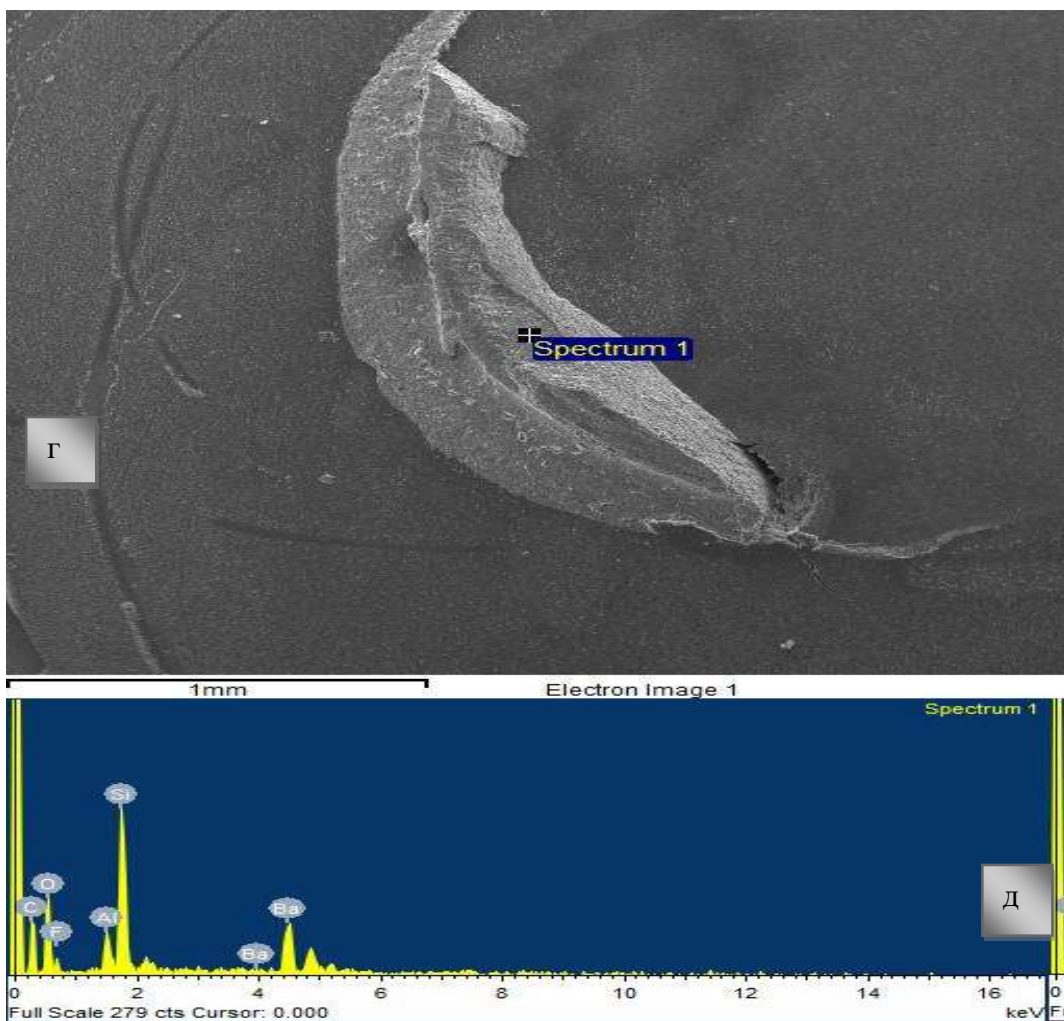




СЛИКА 35 Атхезивна фрактура кај примерок 5 од група 6; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x45 со приказ на присуството на атхезивната фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x118 со приказ на делот каде имаме атхезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x17; г. СЕМ анализа на дентинската површина x44; д. Хемиска анализа; г. Графички приказ на хемиската анализа.

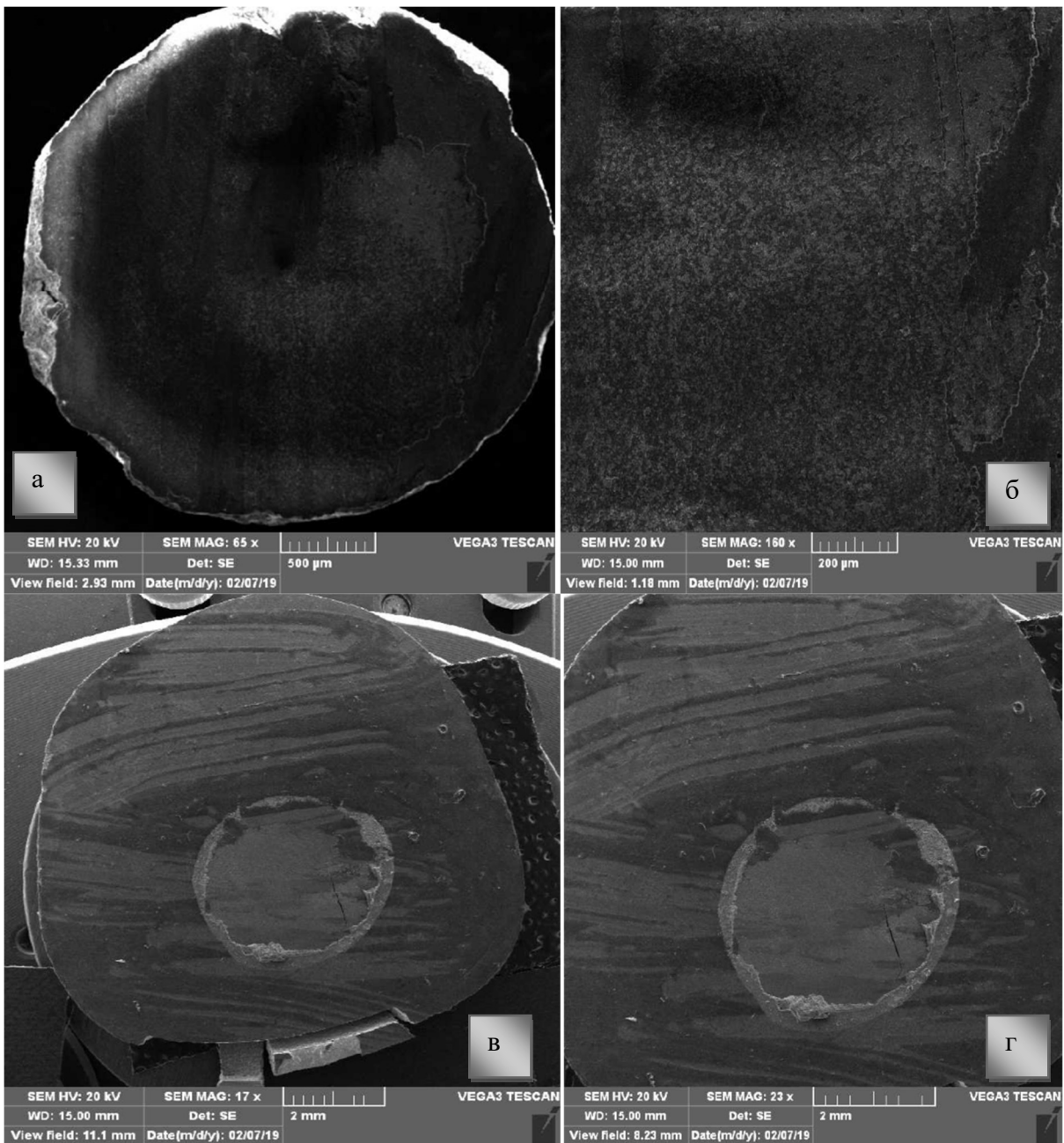
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

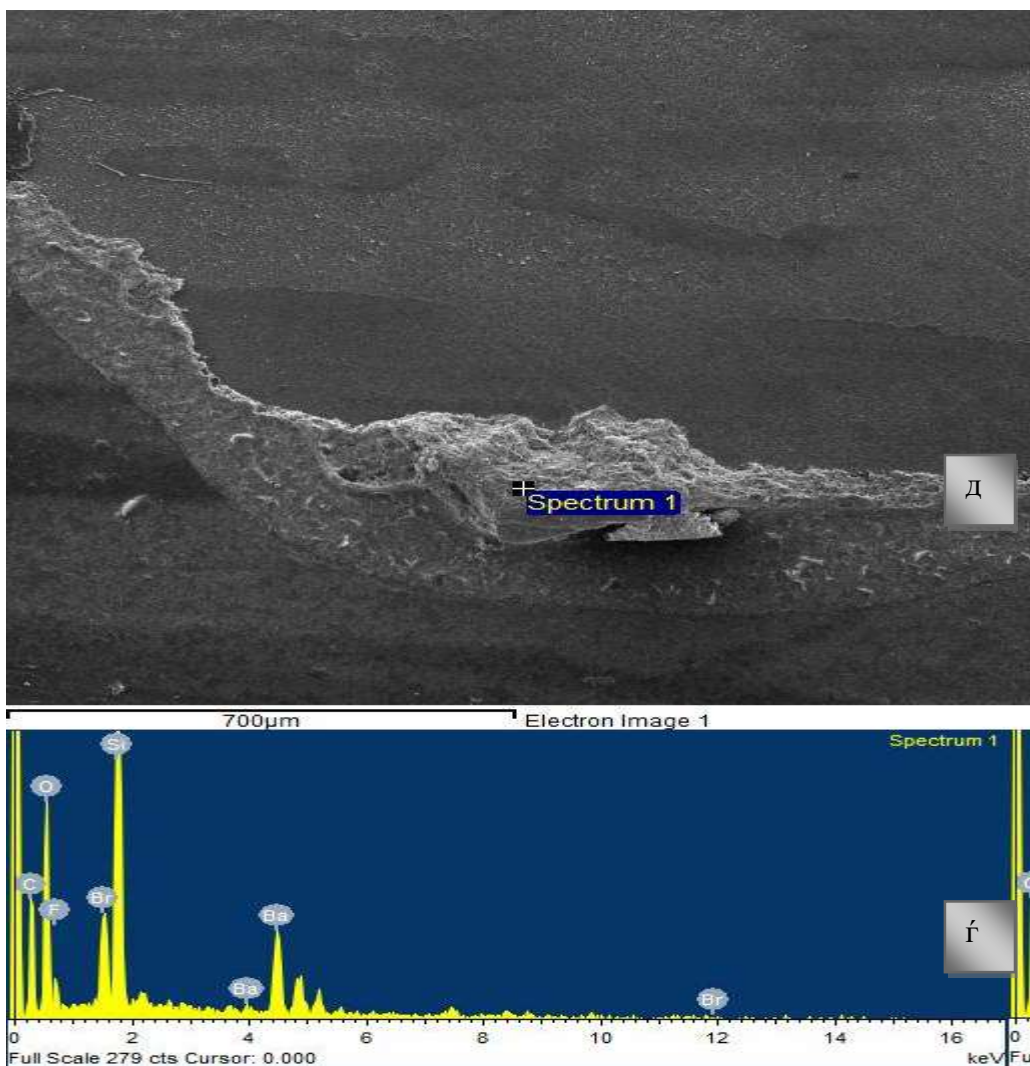




СЛИКА 36 Атхезивно-кохезивна фрактура кај примерок 5 од група 7; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x50 со приказ на присуството на атхезивната фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x180 со приказ на делот каде имаме атхезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x21; г. Хемиска анализа; д. Графички приказ на хемиската анализа.

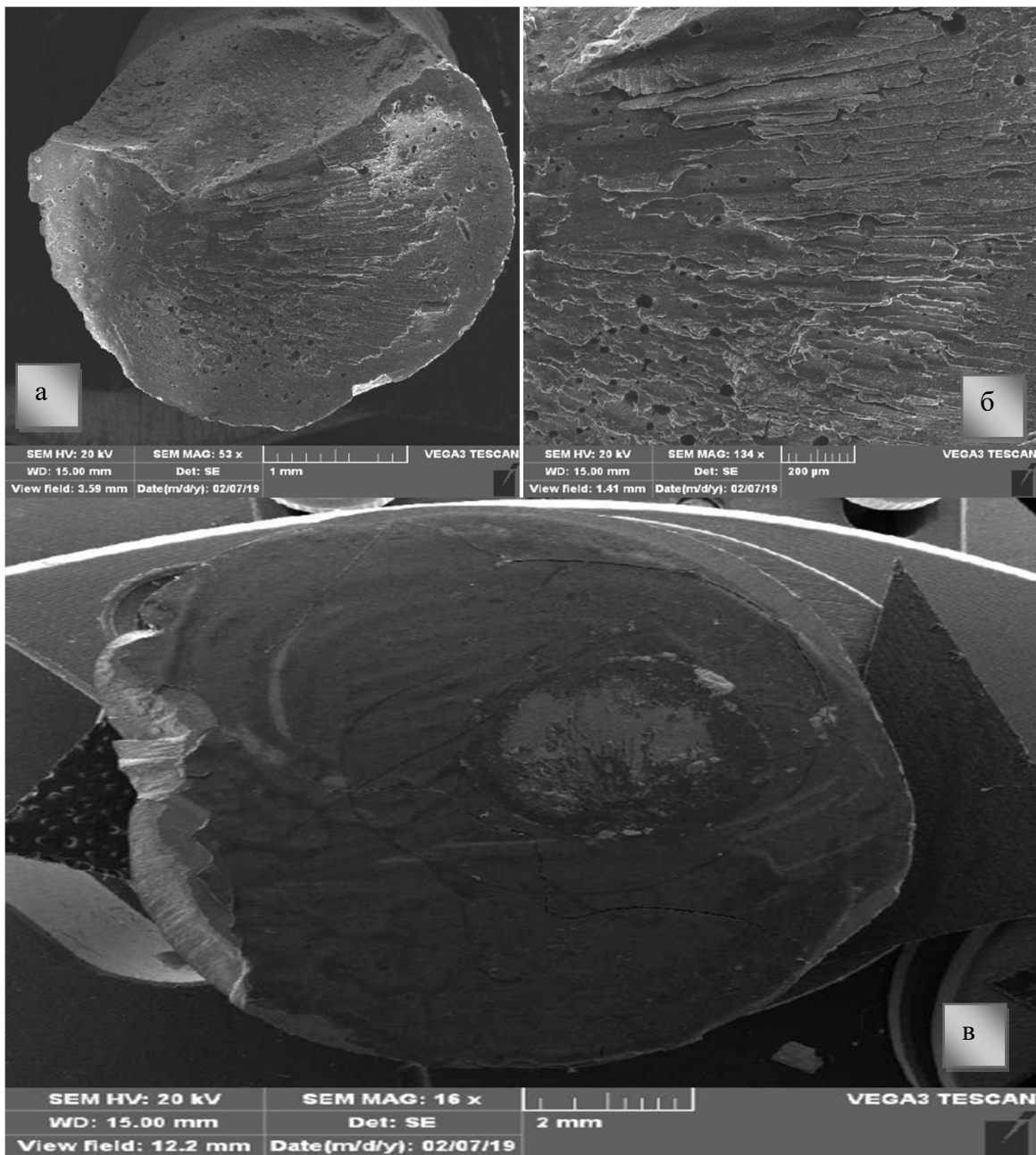
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

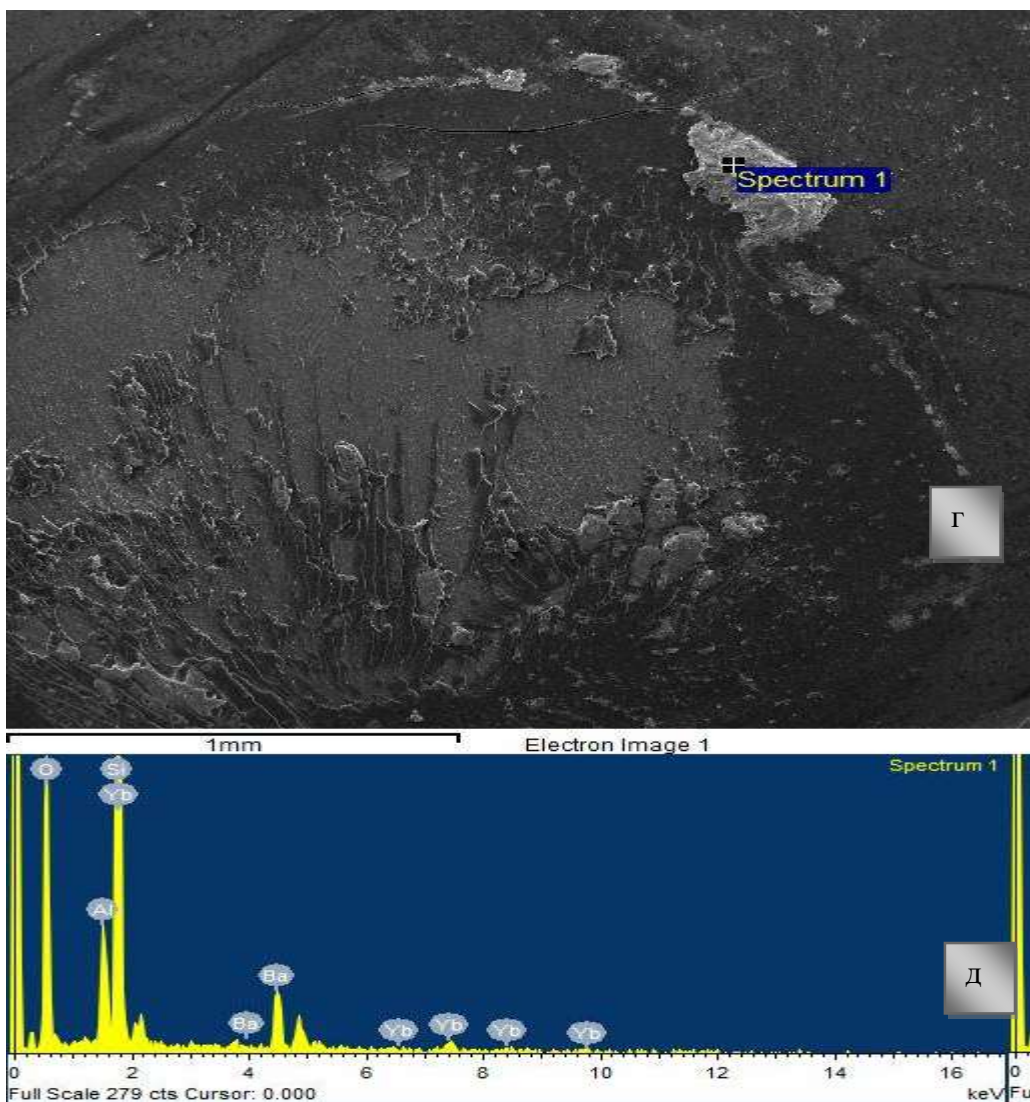




СЛИКА 37 Атхезивна фрактура кај примерок 1 од група 8; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x65 со приказ на присуството на атхезивната фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x160 со приказ на делот каде имаме атхезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x17; г. СЕМ анализа на дентинската површина x27; д. Хемиска анализа; г. Графички приказ на хемиската анализа.

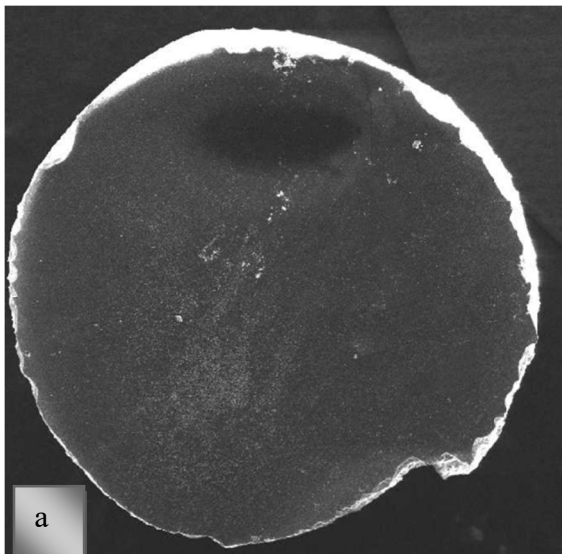
Микропропустливоста и јачината на врска кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација



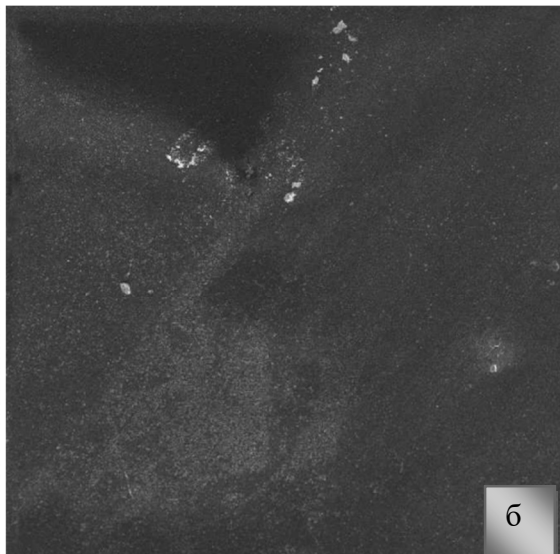


СЛИКА 38 Атхезивно – Кохезивна фрактура кај примерок 1 од група 9; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x52 со приказ на присуството на кохезивна фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x134 со приказ на делот каде имаме кохезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x20; г. Хемиска анализа; д. Графички приказ на хемиската анализа.

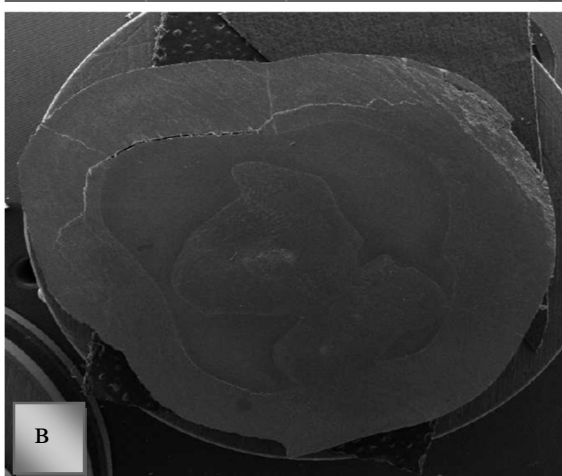
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација



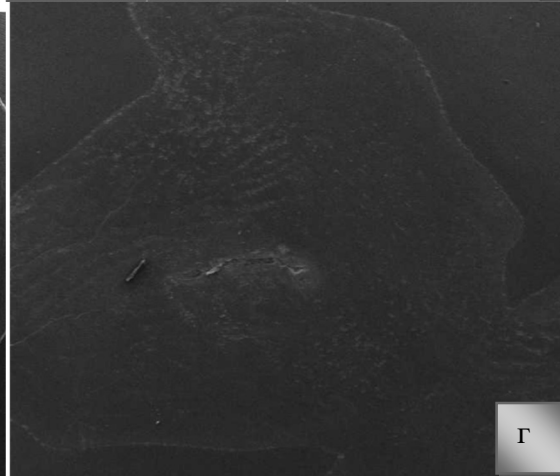
SEM HV: 20 kV SEM MAG: 55 x VEGA3 TESCAN
WD: 15.38 mm Det: SE 1 mm
View field: 3.42 mm Date(m/d/y): 02/07/19



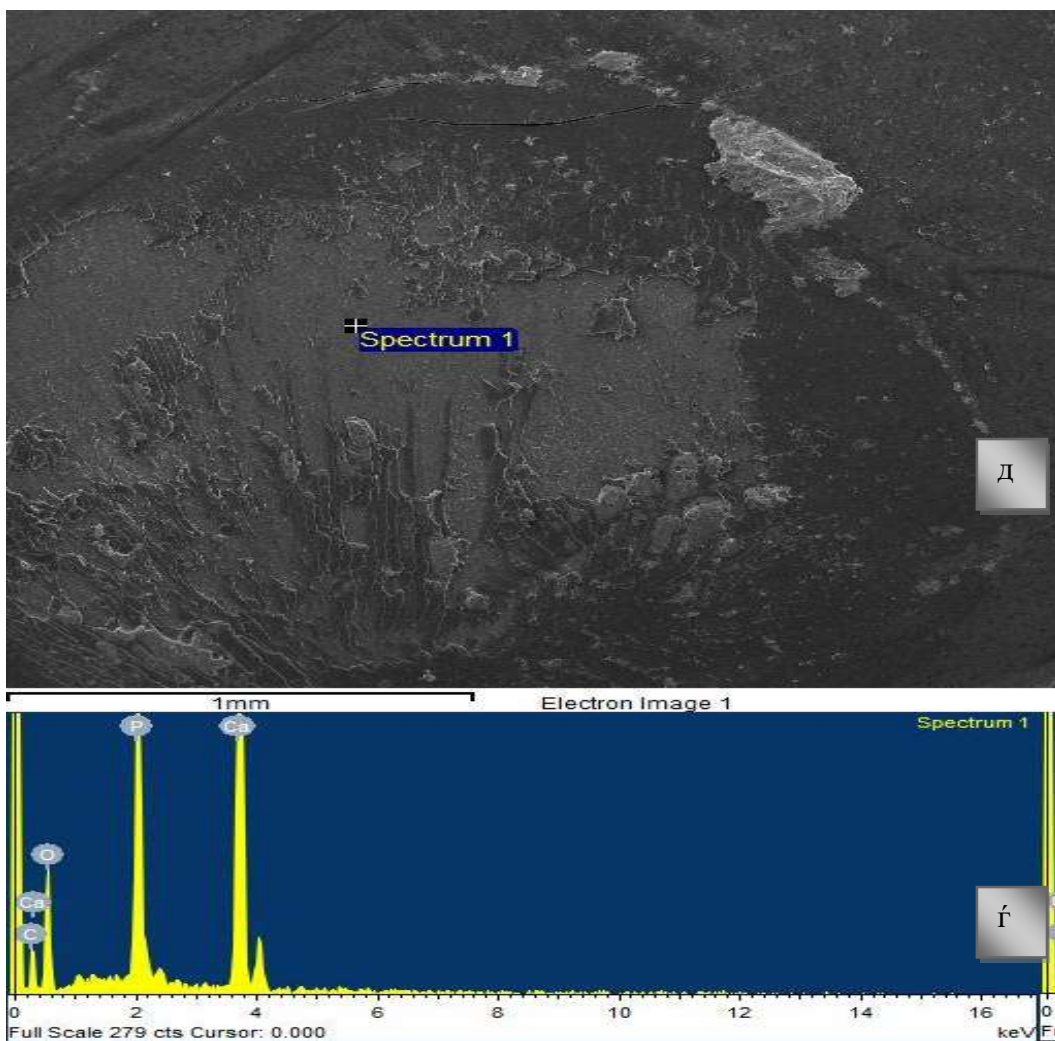
SEM HV: 20 kV SEM MAG: 126 x VEGA3 TESCAN
WD: 14.98 mm Det: SE 200 μm
View field: 1.51 mm Date(m/d/y): 02/07/19



SEM HV: 20 kV SEM MAG: 18 x VEGA3 TESCAN
WD: 15.00 mm Det: SE 2 mm
View field: 10.3 mm Date(m/d/y): 02/07/19

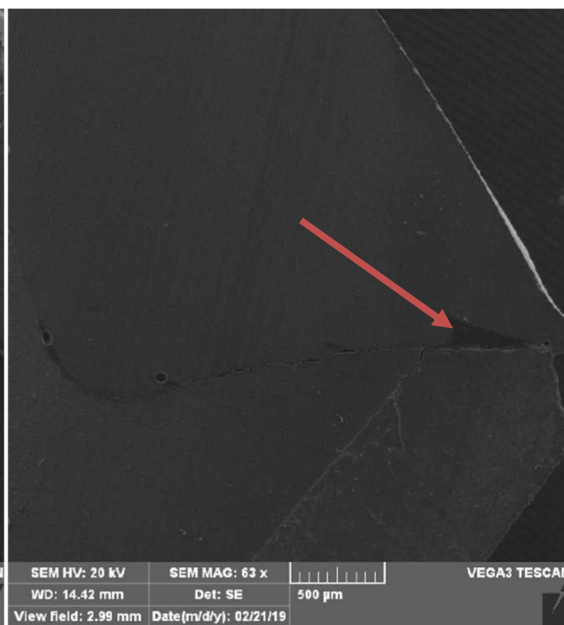
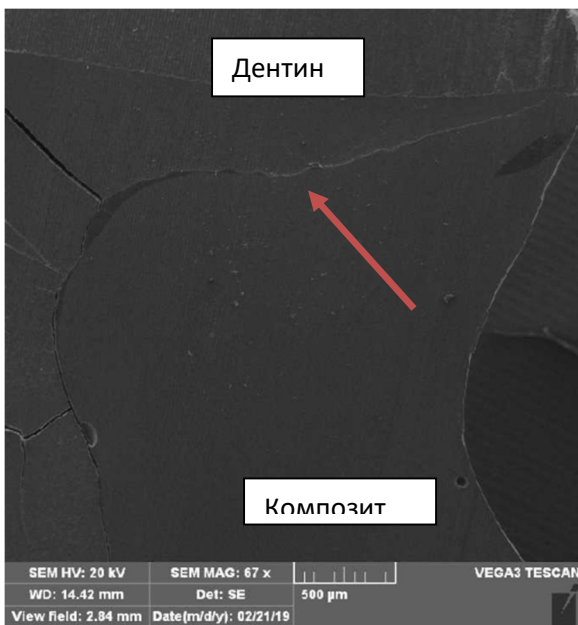
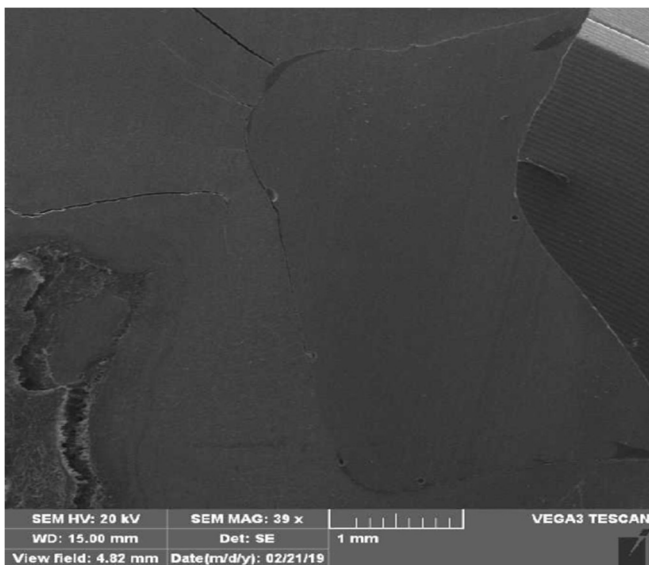


SEM HV: 20 kV SEM MAG: 50 x VEGA3 TESCAN
WD: 15.00 mm Det: SE 1 mm
View field: 3.79 mm Date(m/d/y): 02/07/19



СЛИКА 39 Атхезивна фрактура кај примерок 1 од група 10; а. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x55 со приказ на присуството на атхезивната фрактура; б. СЕМ анализа на површината на композитното трупче x126 со приказ на делот каде имаме атхезивна фрактура; в. СЕМ анализа на дентинската површина x18; г. СЕМ анализа на дентинската површина x50; д. Хемиска анализа; ѓ. Графички приказ на хемиската анализа.

РЕЗУЛТАТИ - МИКРОПРОПУСТЛИВОСТ - СКЕНИНГ ЕЛЕКТРОНСКА АНАЛИЗА

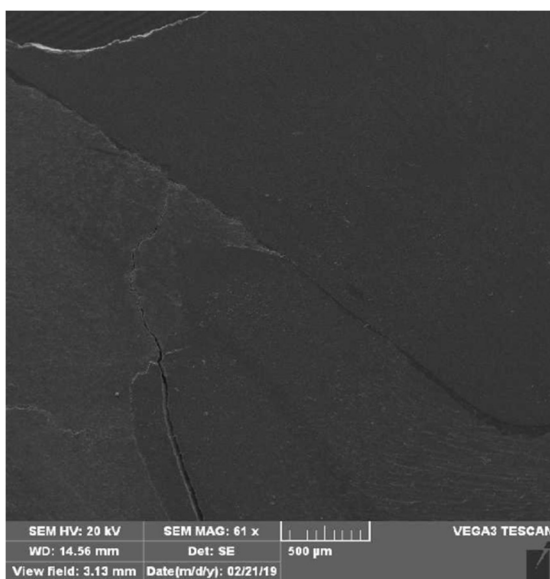
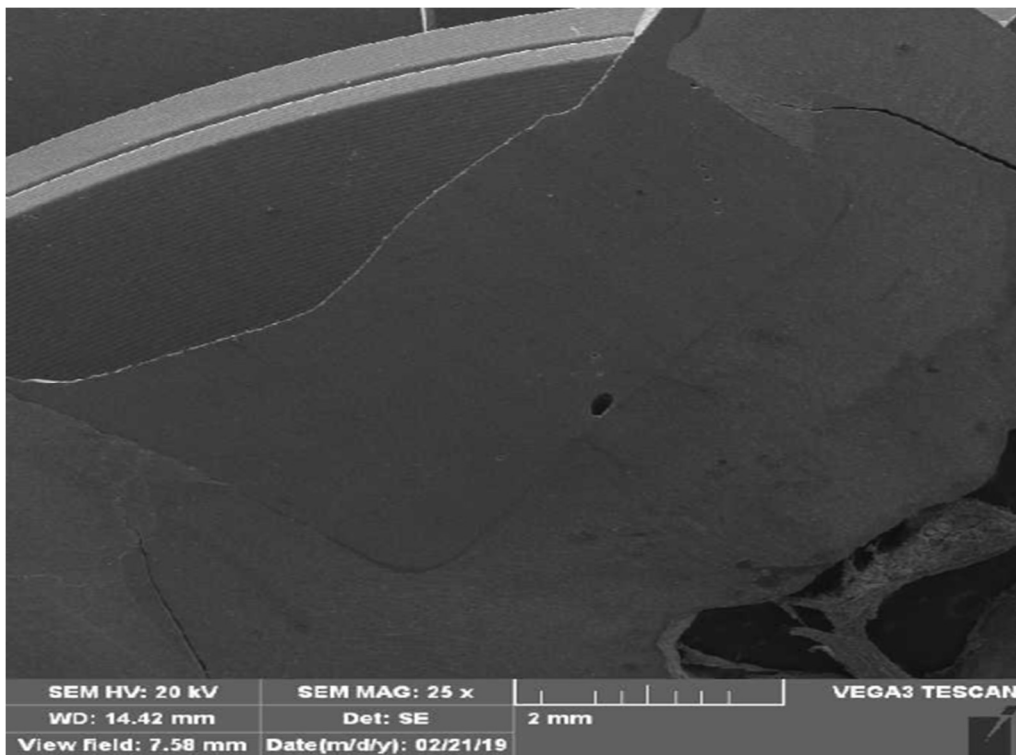


б.

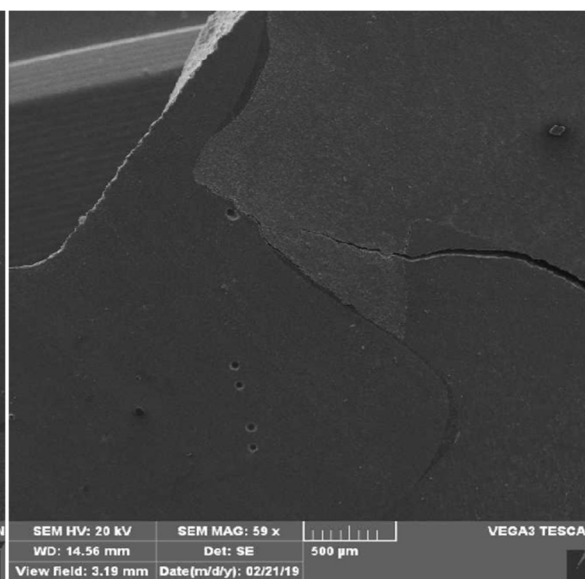
в.

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Слика 40 ГРУПА 1 ПРИМЕРОК 1 а. СЕМ анализа на примерокот х40; б. СЕМ анализа х60, AgNO₃ пенентрира до половина од аксијалниот сид на кавитетот; в. СЕМ анализа х60, AgNO₃ пенентрира во емајлот од сидот на кавитетот



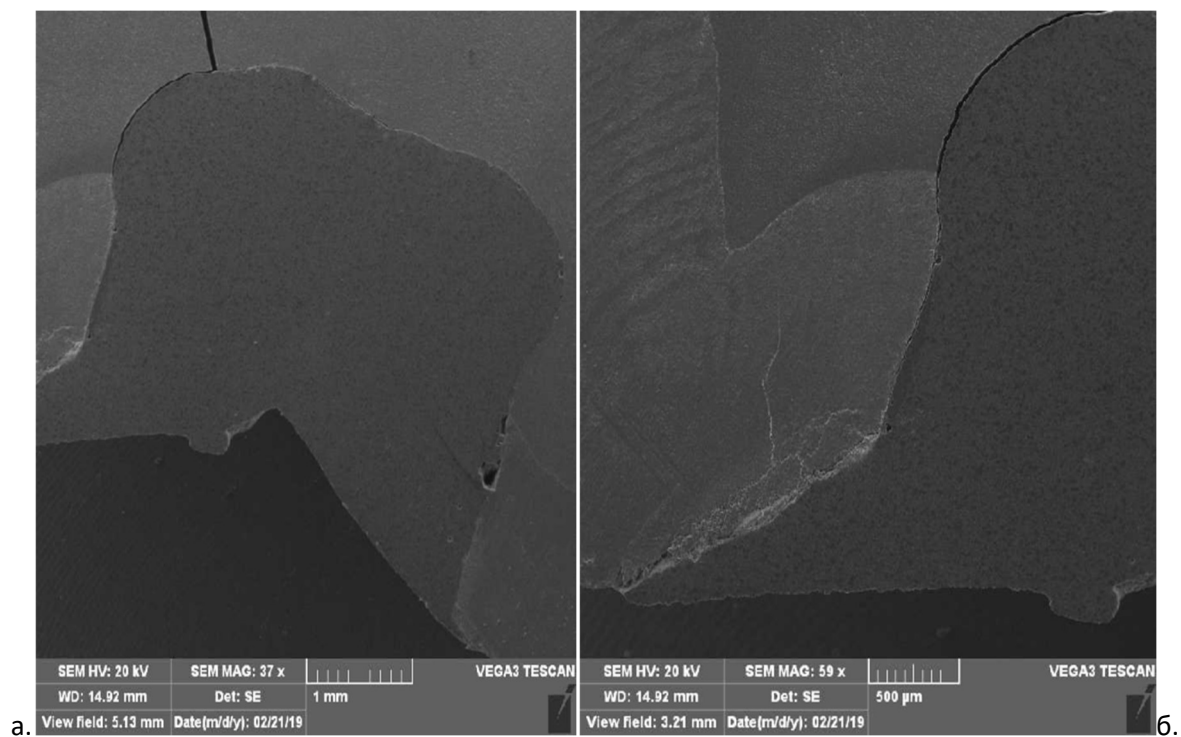
б.

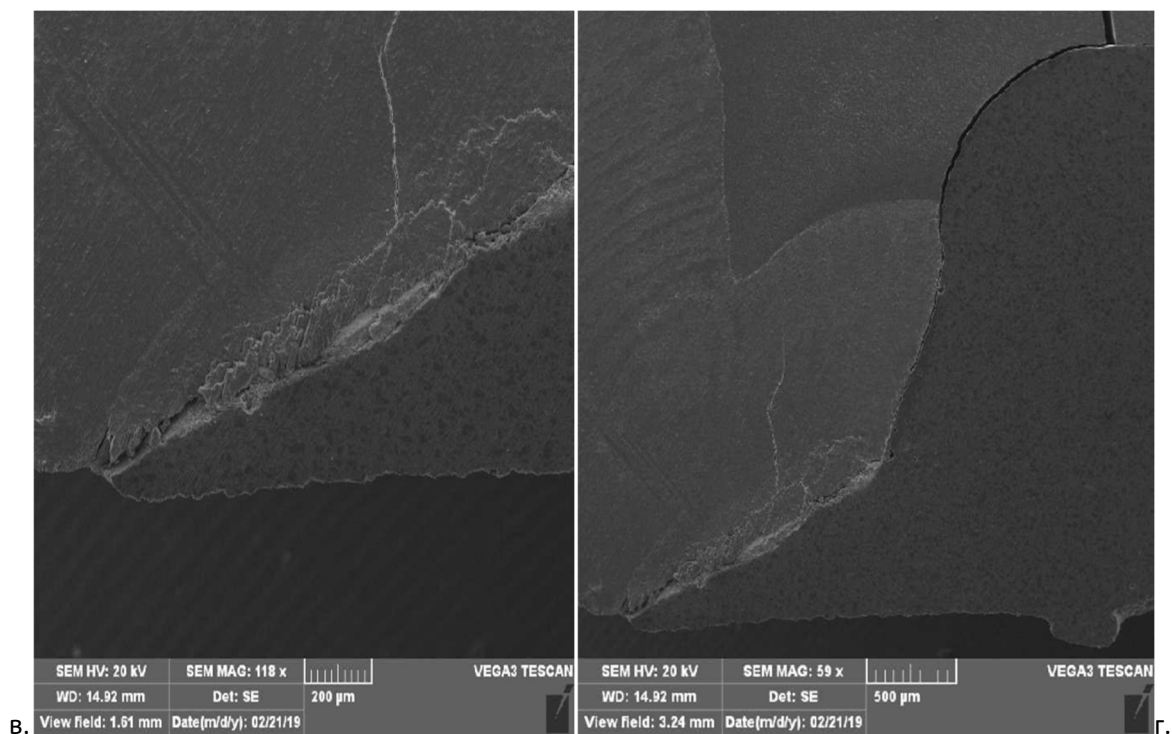


в.

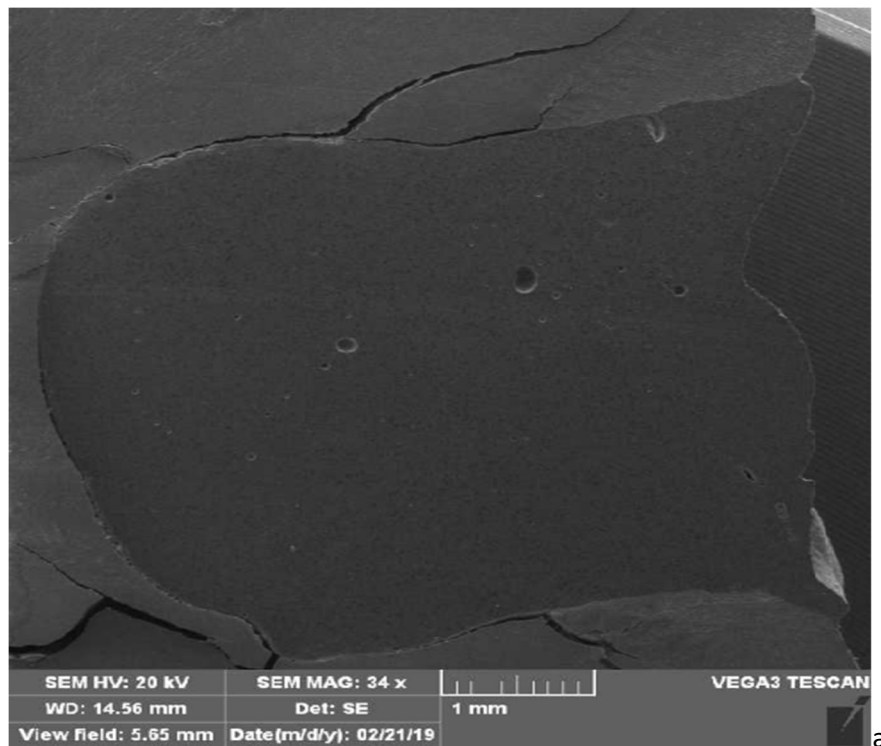
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Слика 40 **ГРУПА 2 ПРИМЕРОК 1** а. СЕМ анализа на примерокот x40; б. СЕМ анализа x60, AgNO₃ не пенетрира по аксијалниот сид на кавитетот; в. СЕМ анализа x60, AgNO₃ не пенетрира по аксијалниот сид на кавитетот.

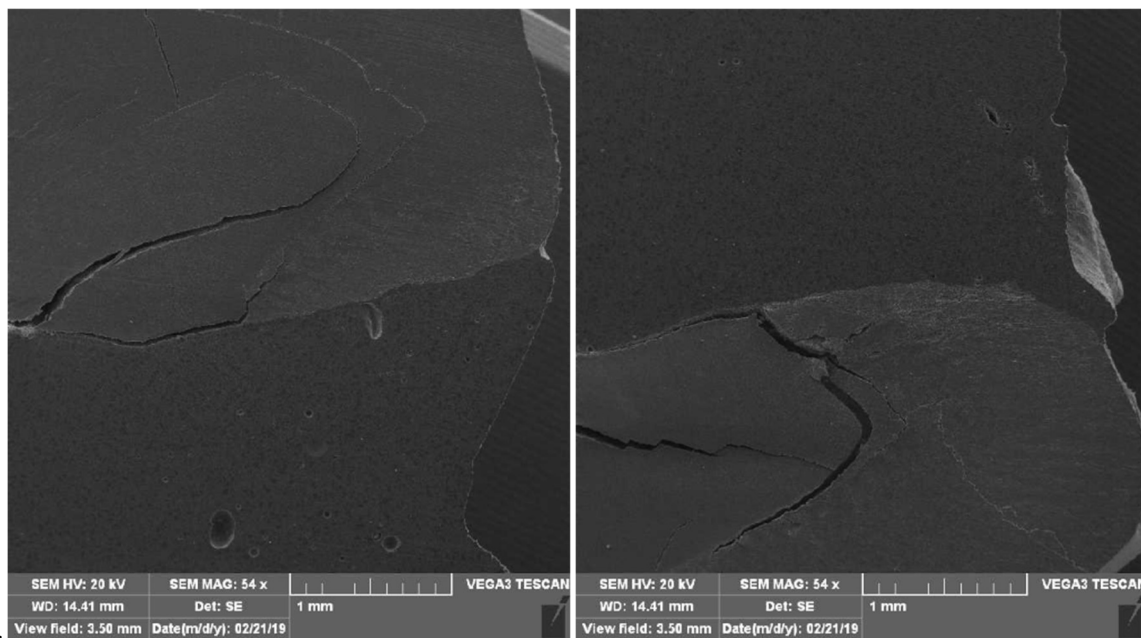




Слика 42 ГРУПА 3 ПРИМЕРОК 3 а. СЕМ анализа на примерокот x40; б. СЕМ анализа x60, AgNO₃ има површинска пенетрирација која не е надвор од амелодентинската граница (ADJ) ; в. СЕМ анализа x118, AgNO₃ пенетрира во емајлот на кавитетот; г. СЕМ анализа x60, AgNO₃ во емајлот на кавитетот.



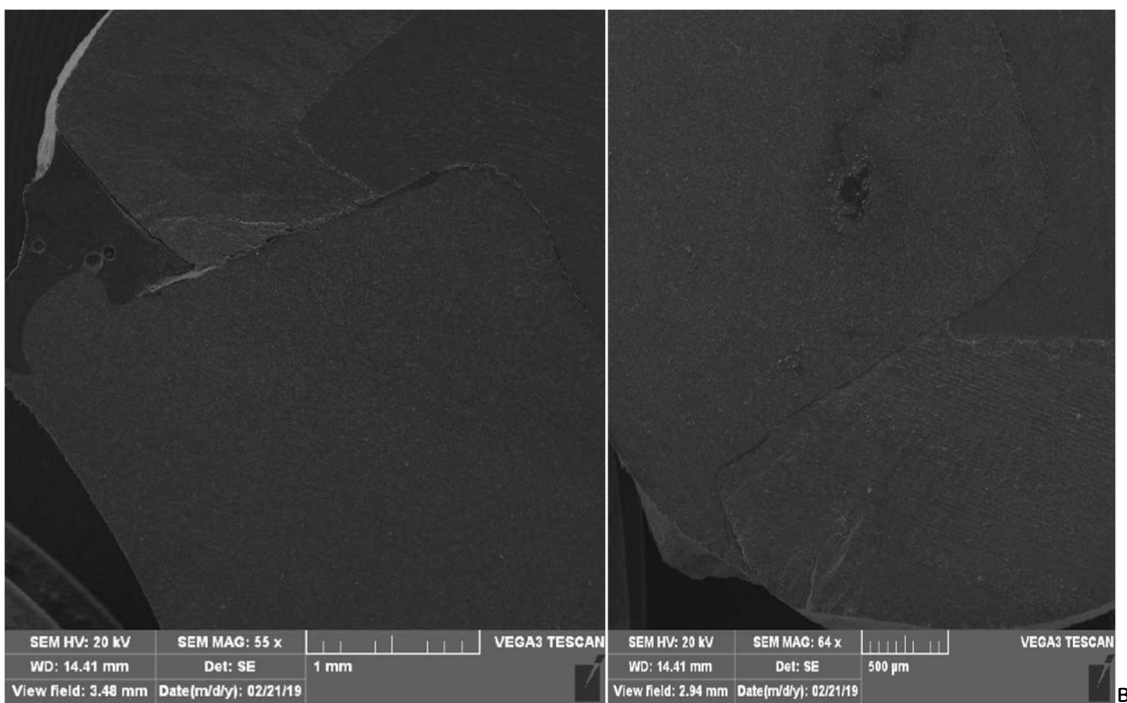
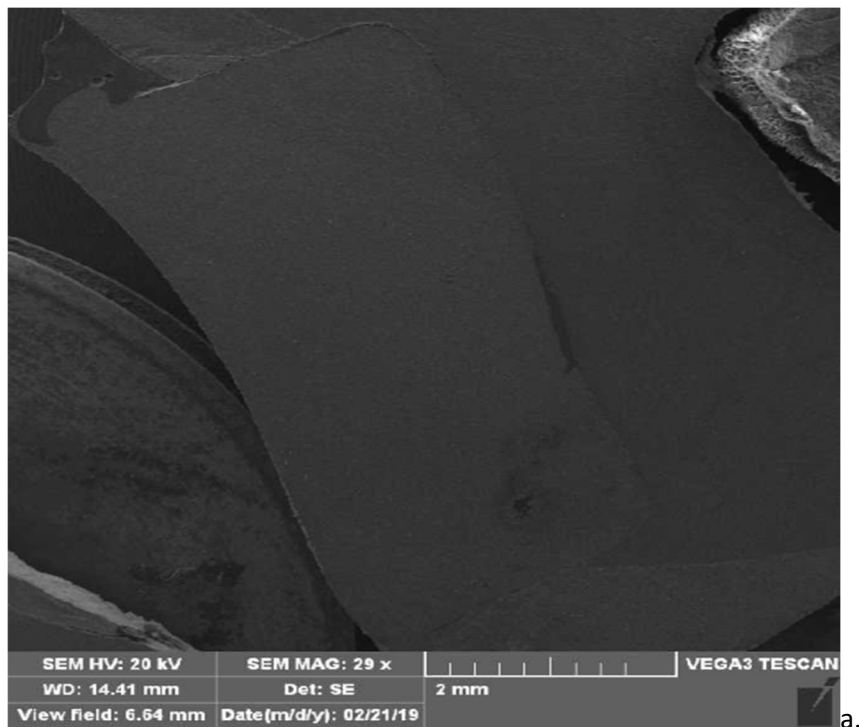
а.



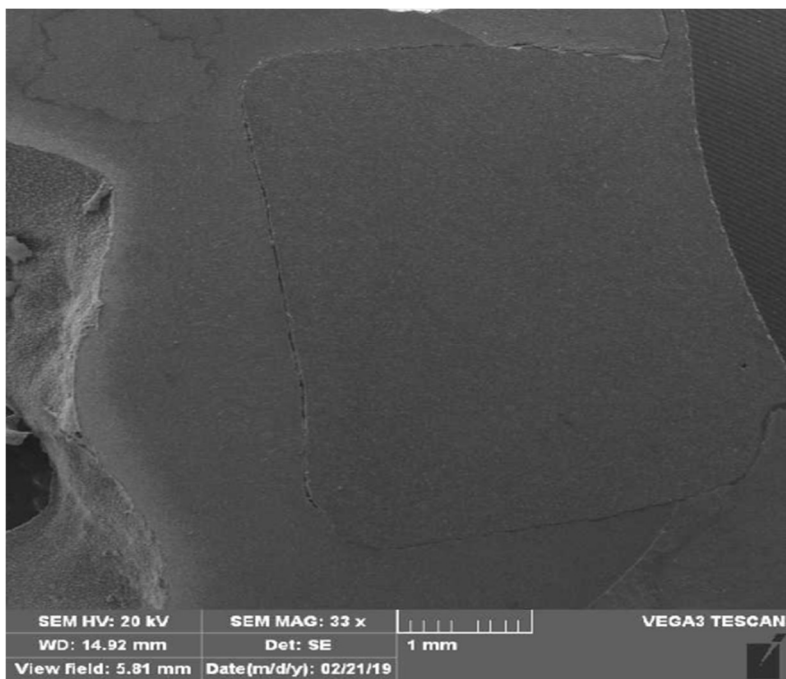
б.

в.

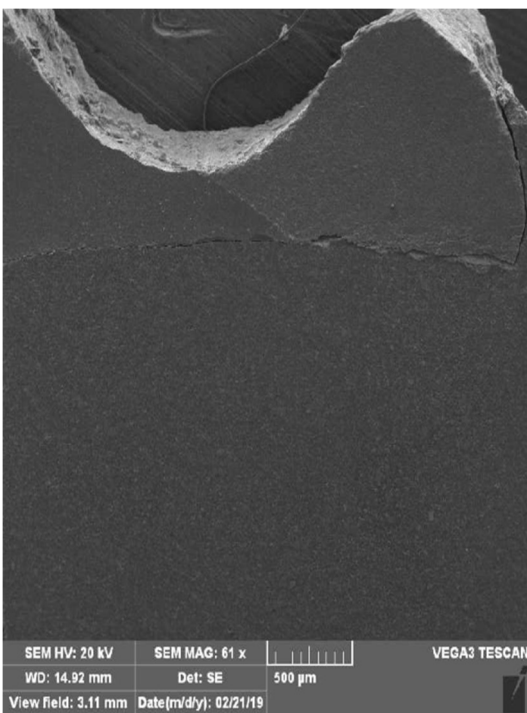
Слика 43 ГРУПА 4 ПРИМЕРОК 1 а. СЕМ анализа на примерокот x40; б. СЕМ анализа x60, AgNO_3 пенетрира по целата должина на аксијалниот ѕид на кавитетот, продирајќи и на дното од кавитетот; в. СЕМ анализа x60, AgNO_3 пенетрира по целата должина на аксијалниот ѕид на кавитетот.



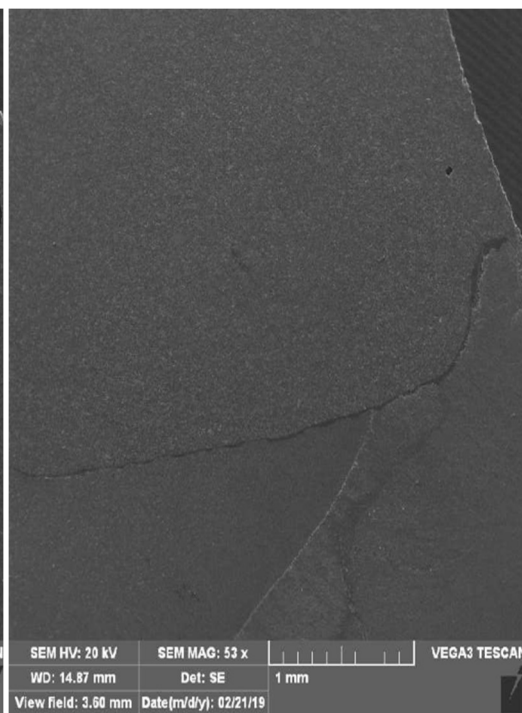
Слика 44 **ГРУПА 5 ПРИМЕРОК 1** а. СЕМ анализа на примерокот x40; б. СЕМ анализа x60, AgNO_3 пенетрира по целата должина на аксијалниот ѕид на кавитетот, продирајќи и на дното од кавитетот; в. СЕМ анализа x60, AgNO_3 пенетрира по целата должина на аксијалниот ѕид на кавитетот односно во дентинот.



а.

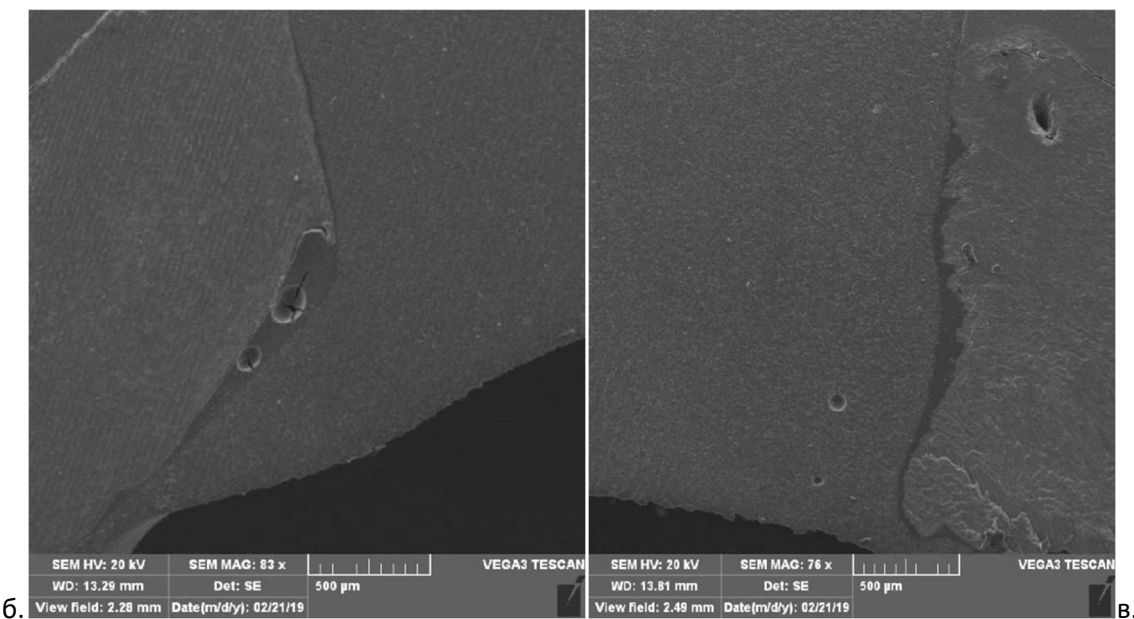
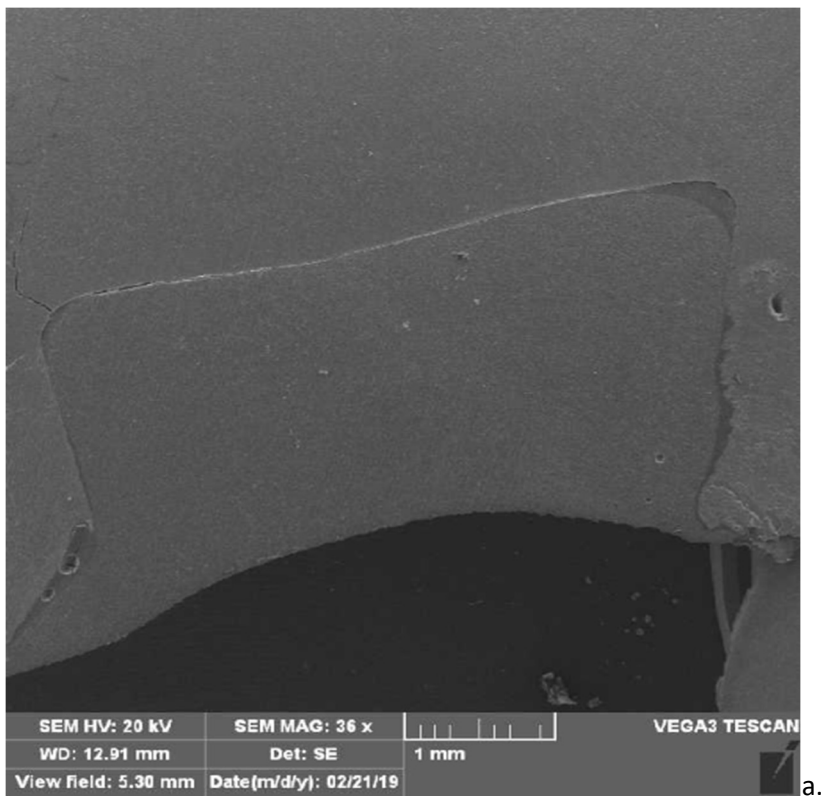


б.



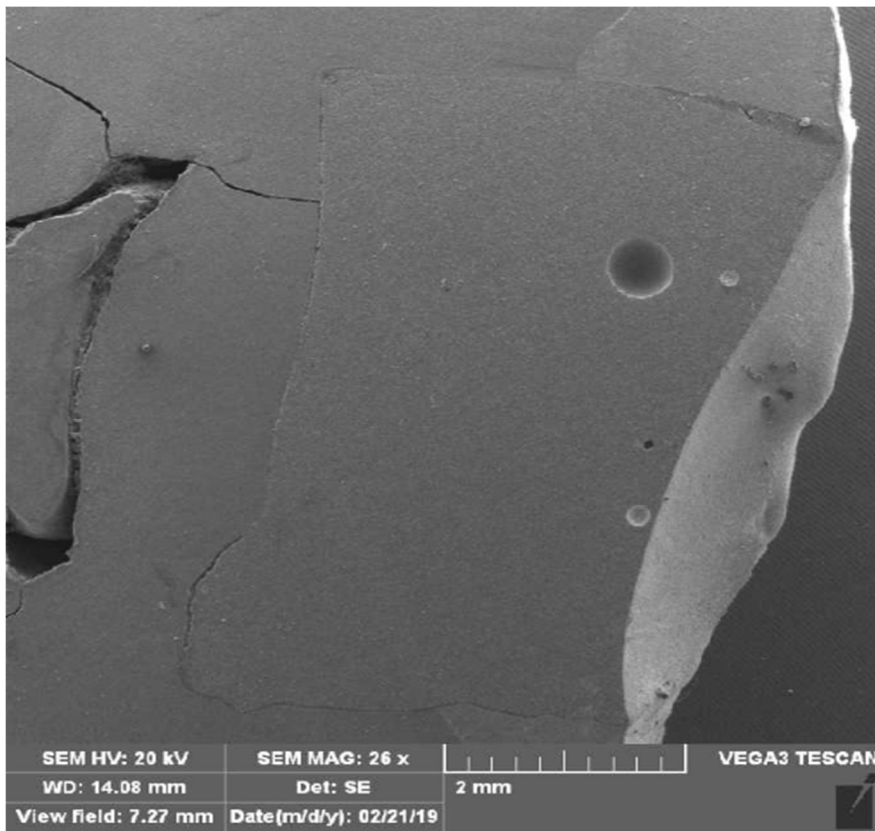
в.

Слика 45 ГРУПА 6 ПРИМЕРОК 3 а. СЕМ анализа на примерокот x40; б. СЕМ анализа x60, AgNO_3 пенетрира до половина од аксијалниот ѕид на кавитетот; в. СЕМ анализа x118, AgNO_3 пенетрира до половина од аксијалниот ѕид на кавитетот; г. СЕМ анализа x60, AgNO_3 пенетрира до половина од аксијалниот ѕид на кавитетот.

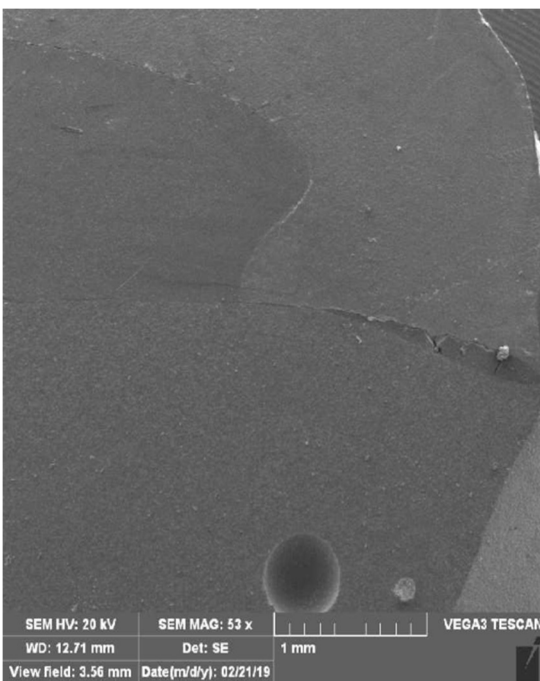


Слика 46 ГРУПА 7 ПРИМЕРОК 1 а. СЕМ анализа на примерокот x40; б. СЕМ анализа x60, AgNO_3 не пенентрира по аксијалниот ѕид на кавитетот; в. СЕМ анализа x60, AgNO_3 не пенентрира по аксијалниот ѕид на кавитетот.

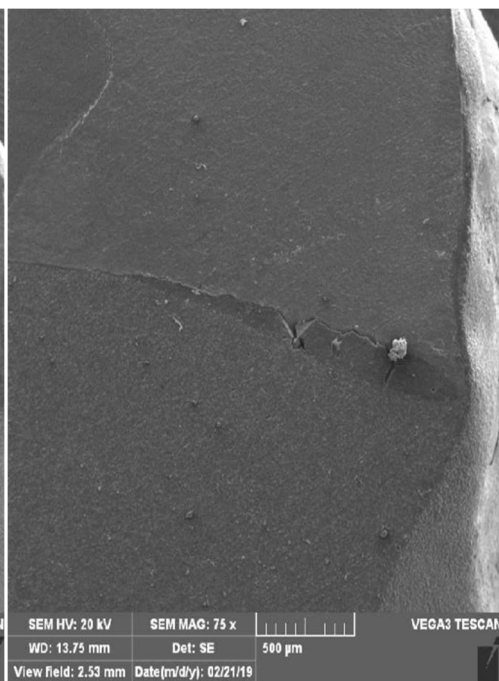
Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација



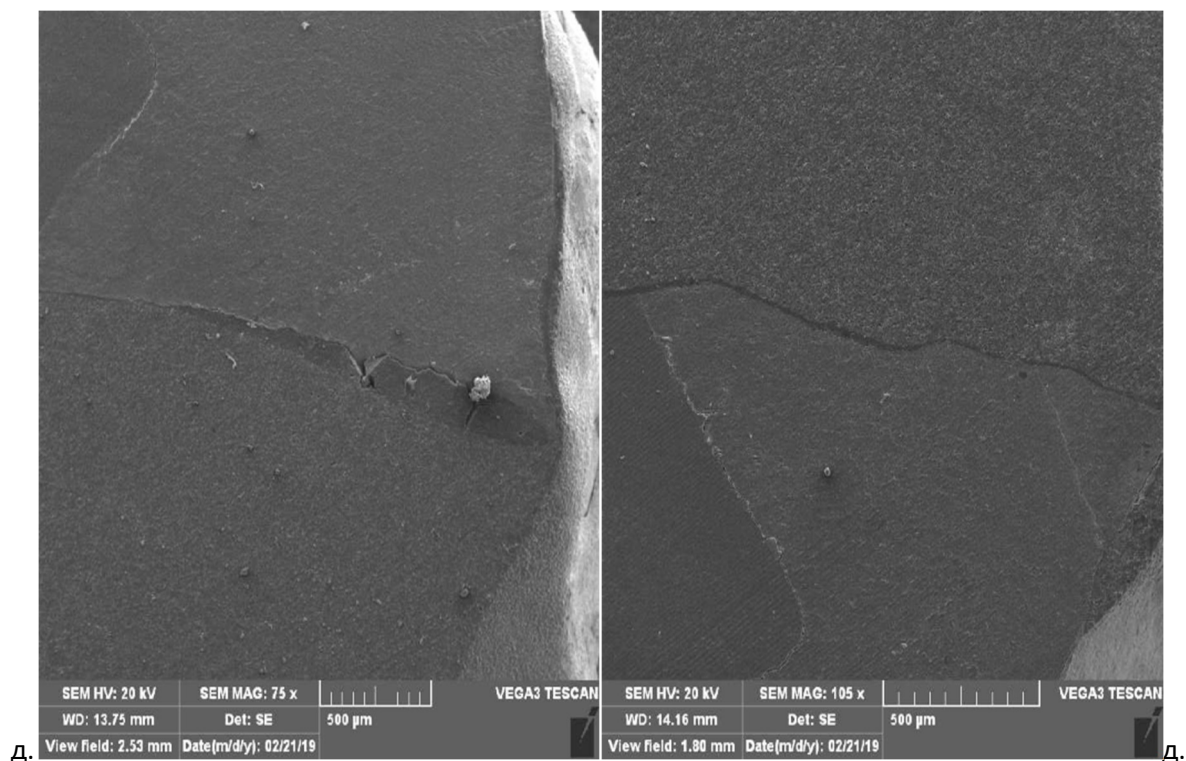
a.



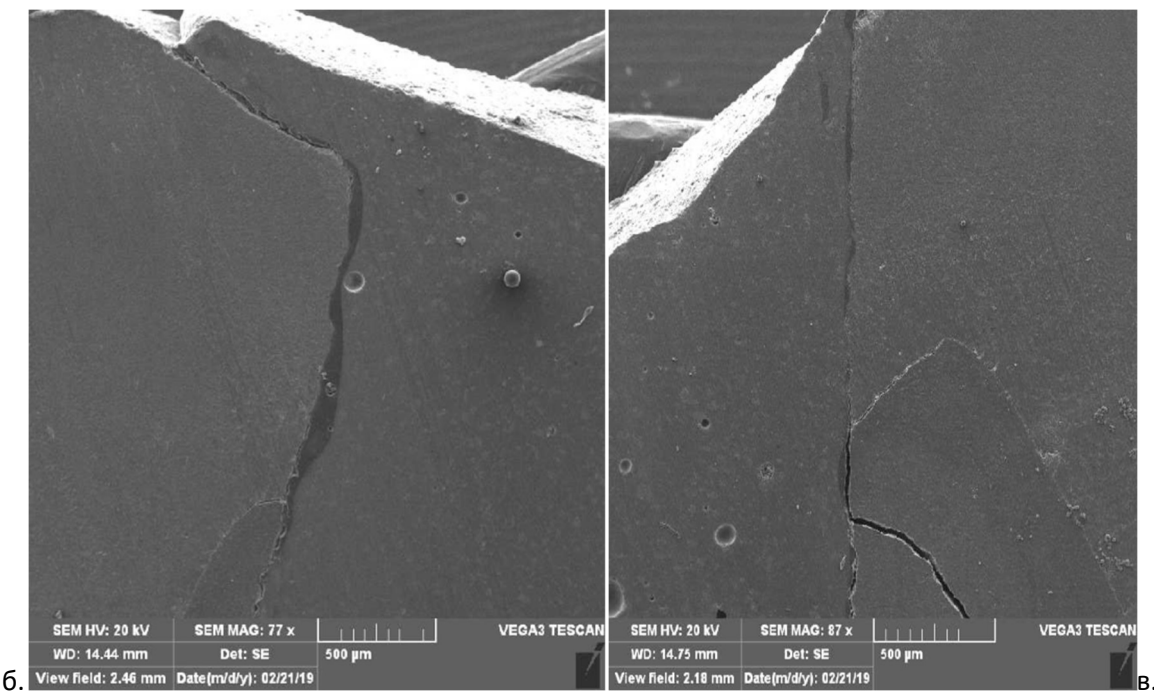
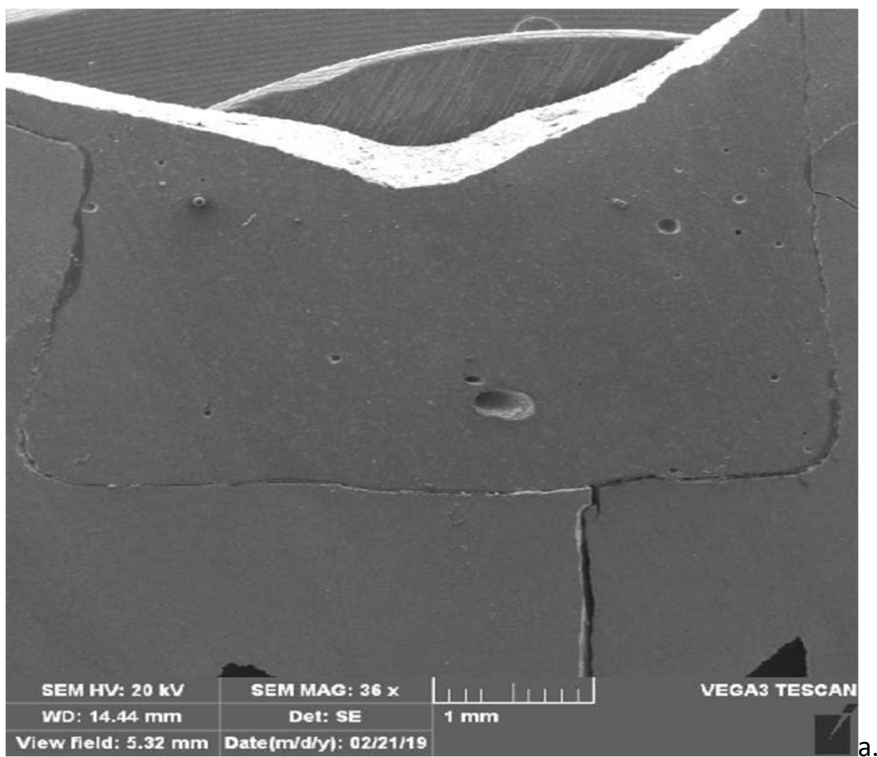
6.



B.



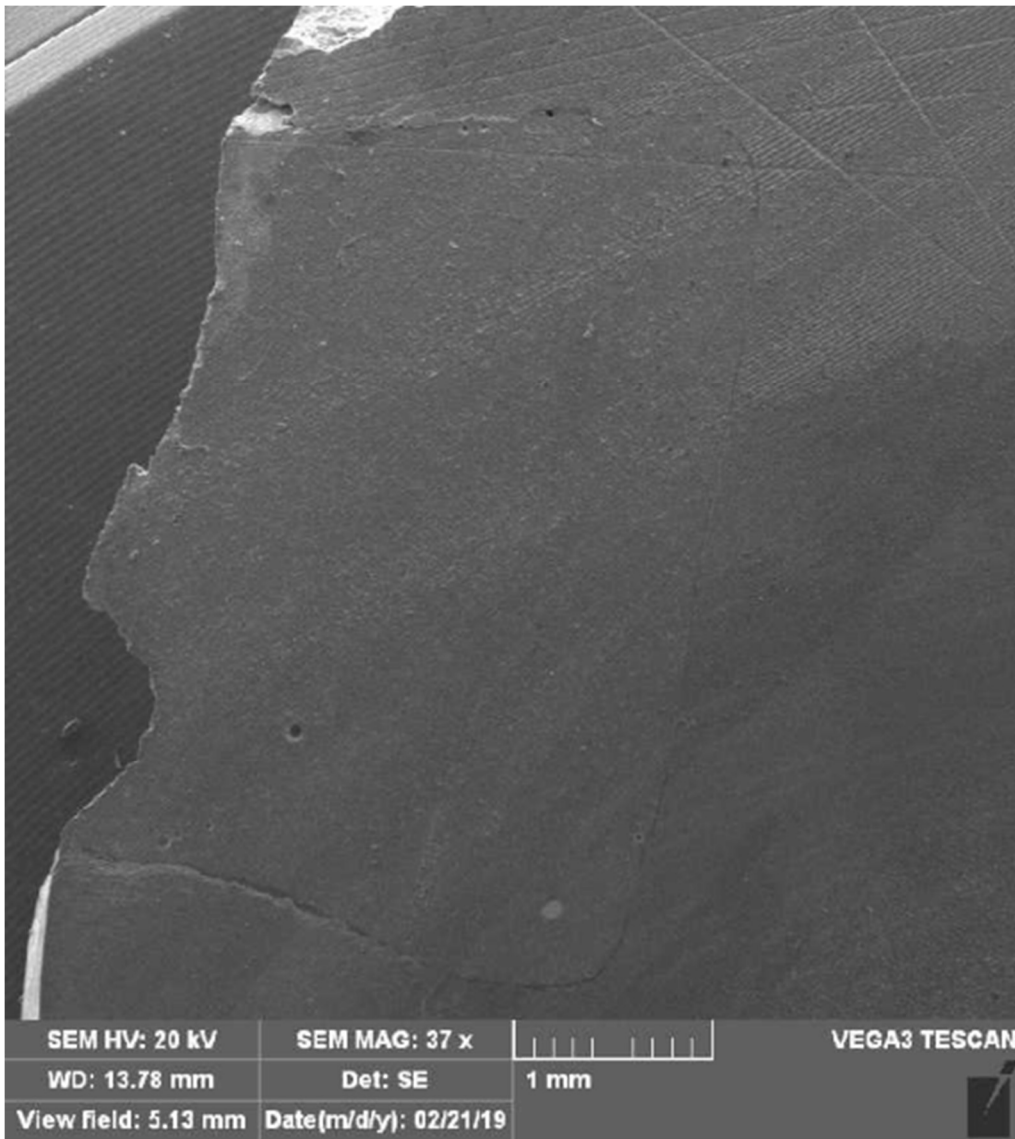
Слика 47 **ГРУПА 8 ПРИМЕРОК 1** а. СЕМ анализа на примерокот x40; б. СЕМ анализа x60, AgNO_3 не пенетрира по аксијалниот сид на кавитетот; в. СЕМ анализа x75, AgNO_3 не пенетрира по аксијалниот сид на кавитетот; г. СЕМ анализа x75, AgNO_3 не пенетрира по аксијалниот сид на кавитетот; д. СЕМ анализа x105, AgNO_3 не пенетрира по аксијалниот сид на кавитетот.

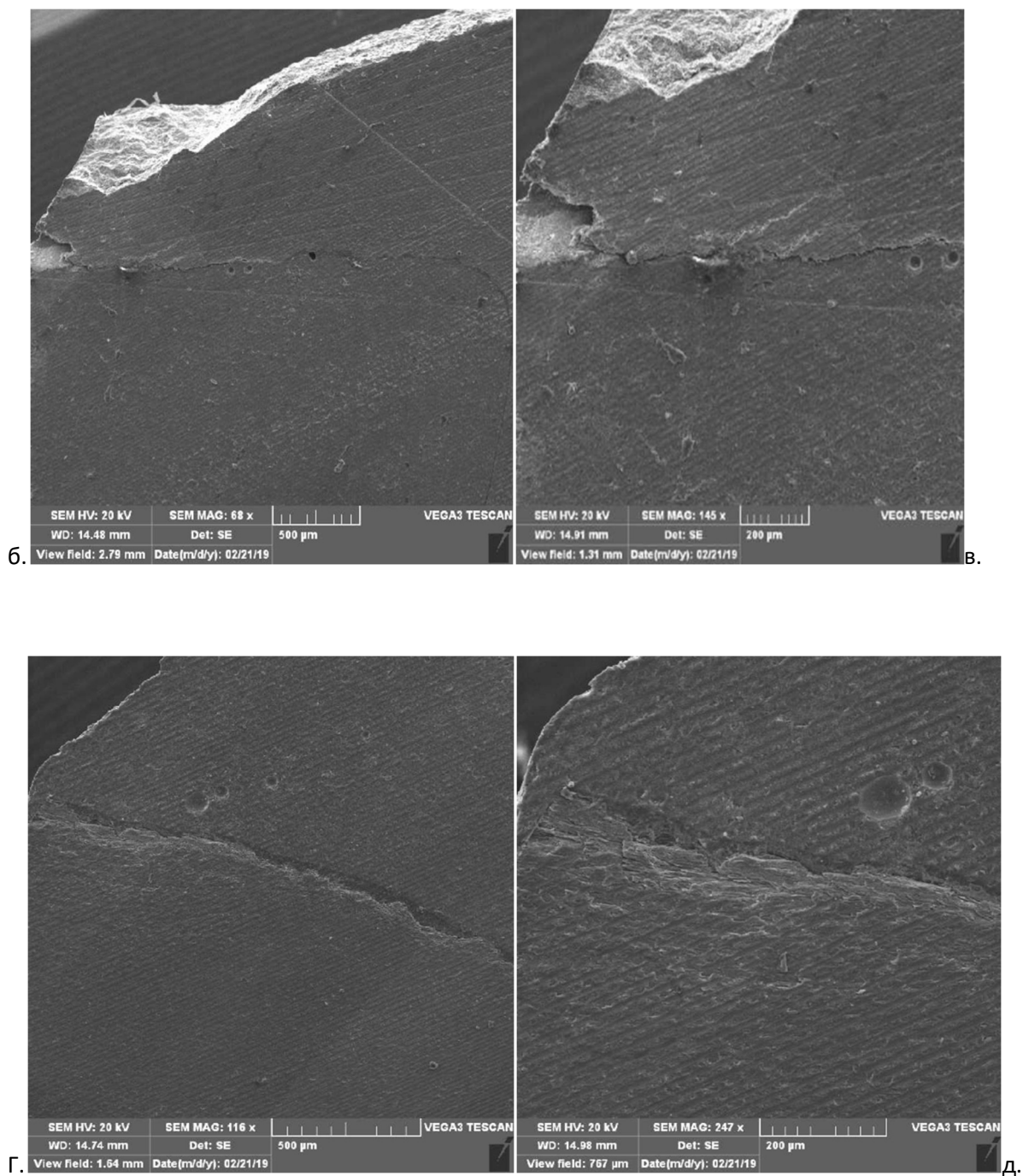


Слика 48 ГРУПА 9 ПРИМЕРОК 3 а. СЕМ анализа на примерокот x40; б. СЕМ анализа x60, AgNO_3 пенетрира до половина од аксијалниот ѕид на кавитетот односно во

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

емајлот од забот; в. СЕМ анализа x118, AgNO₃ пенентрира до половина од аксијалниот сид на кавитетот.





Слика 49 ГРУПА 10 ПРИМЕРОК 1 а. SEM анализа на примерокот x40; б. SEM анализа x60, AgNO_3 не пенетрира по аксијалниот ѕид на кавитетот; в. SEM анализа x145, AgNO_3 не пенетрира по аксијалниот ѕид на кавитетот; г. SEM анализа x116, AgNO_3 не пенетрира по аксијалниот ѕид на кавитетот; д. SEM анализа x247, AgNO_3 не пенетрира по аксијалниот ѕид на кавитетот.

Табела 12. СЕМ анализа на микропропустливоста

Група/резултати	40x зголемување					60x зголемување				
	0*	1*	2*	3*	4*	0*	1*	2*	3*	4*
I		2	1				2	1		
II		1	2				1	2		
III		2	1				2	1		
IV				2	1				1	2
V		1	1	1				2	1	
VI	1	2					3			
VII	2	1				1	2			
VIII	2	1				2	1			
IX		2	1					3		
X	1	1	1				2	1		

*0 - нема доказ за пенетрација на боја

*1 - површинска пенетрација која е само во емајл и не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ)

*2 - пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница, до аксијалниот сид

*3 - пенетрација долж аксијалниот сид

*4 - пенетрација во пулпа комора.

На табела 12 е даден приказ од СЕМ анализата на микропропустливоста. Од оваа анализа регистрираме дека во **првата група** кај 2 примероци (66.7%) има површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ) и кај 1 примерок (33.3%) има пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница, до аксијалниот сид. Оваа процентуална застапеност е иста и на 40 и на 60 зголемување.

Во **втората група** кај 1 примерок (33.3%) е регистрирана површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ), а кај 2 примероци (66.7%), пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница, до аксијалниот сид. Оваа процентуална застапеност е иста и на 40 и на 60 зголемување.

Во **третата група** на 40 и 60 зголемување се регистрира кај 2 примероци (66.7%), доказ за пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ), а

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

кај 1 примерок (33.3%) од испитуваните примероци, пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница, до аксијалниот сид.

Во ***четвртата група*** на 40 зголемување се регистрира кај 2 примероци (66.7%), пенетрација долж аксијалниот сид, а кај 1 примерок (33.3%) од испитуваните примероци, се регистрира пенетрација во пулпа комора. На 60 зголемување кај 1 примерок (33.3%) се регистрира, пенетрација долж аксијалниот сид, а кај 2 примероци (66.7%) од испитуваните примероци се регистрира, пенетрација во пулпа комора.

Во ***петата група*** на 40 зголемување кај 1 примерок (33.3%) се регистрира, површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ), кај 1 примерок (33.3%) се регистрира, пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница, и кај 1 примерок (33.3%) се регистрира, пенетрација долж аксијалниот сид, додека на 60 зголемување кај 2 примероци (66.7%) се регистрира, пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница, а кај 1 примерок (33.3%) се регистрира, пенетрација долж аксијалниот сид.

Во ***шестата група*** на 40 зголемување кај 1 примерок (33.3%) нема доказ за пенетрација на боја, а кај 2 примероци (66.7%) од испитуваните примероци се регистрира, површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ). На 60 зголемување се регистрира кај сите три примероци (100.0%) пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница, до аксијалниот сид.

Во ***седмата група*** на 40 зголемување кај 2 примероци (66.7%) нема доказ за пенетрација на боја, а кај 1 примерок (33.3%) од испитуваните примероци се регистрира површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ). На 60 зголемување кај 1 примерок (33.3%) нема доказ за пенетрација на боја, а кај 2 примероци (66.7%) се регистрира, површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ).

Во ***осмата група*** на 40 и 60 зголемување кај 2 примероци (66.7%) нема доказ за пенетрација на боја, а кај 1 примерок (33.3%) од испитуваните примероци се регистрира површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ).

Во ***деветата група*** на 40 зголемување се регистрира кај 2 примероци (66.7%) од испитуваните примероци, површинска пенетрација која не е надвор од

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

емајловодентинската граница (ADJ), а кај 1 примерок (33.3%) и се регистрира, пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница до аксијалниот сид. На 60 зголемување кај сите три примероци (100.0%) се регистрира пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница до аксијалниот сид. (табела 12)

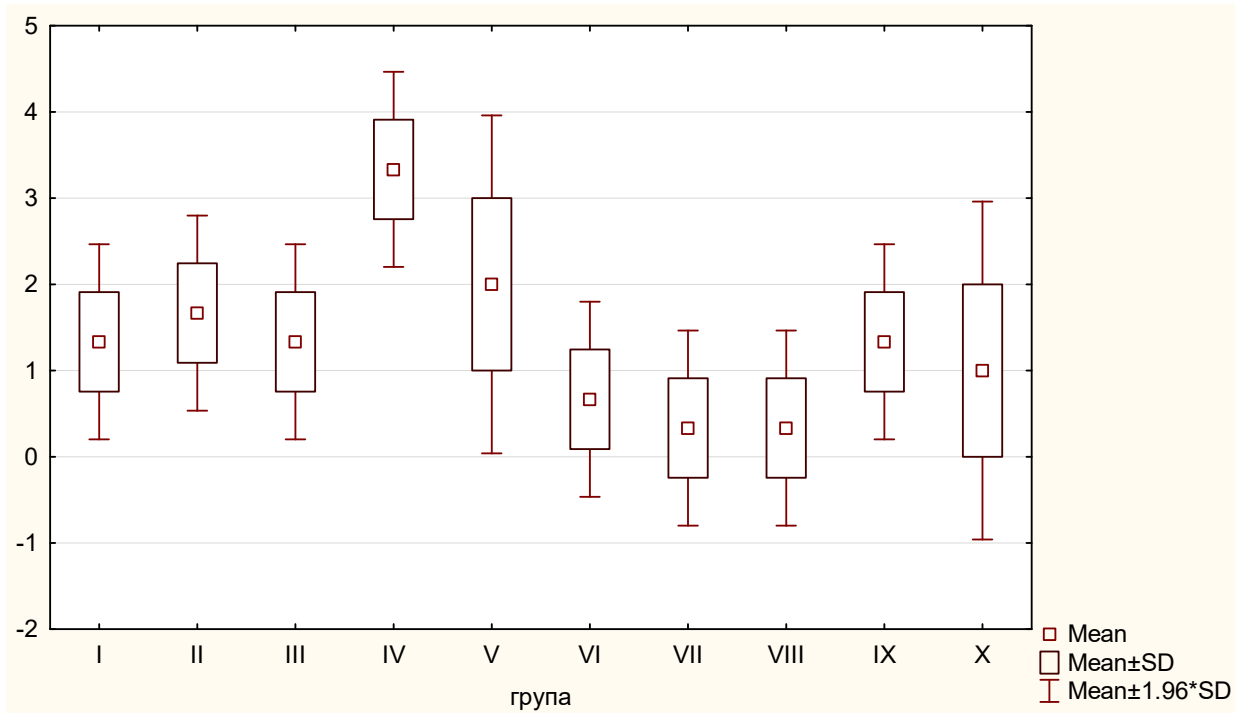
Во *десетата група* на 40 зголемување кај 1 примерок (33.3%), нема доказ за пенетрација на боја, кај 1 примерок (33.3%) се регистрира, површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ) и кај 1 примерок (33.3%) се регистрира, пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница до аксијалниот сид. На 60 зголемување се регистрира кај 2 примероци (66.7%), површинска пенетрација која не е надвор од емајловодентинската граница (ADJ), а кај 1 примерок (33.3%) од испитуваните примероци се регистрира, пенетрација која ја поминува емајловодентинската граница до аксијалниот сид. (табела 12)

Табела 13. Приказ на Kruskal-Wallis test на ранговите за микропропустливост во сите десет групи

Kruskal-Wallis тест $H(9, N=30) = 18.12620$			
група	Sum of - Ranks	Mean - Rank	P
I	49.0	16.3	0.0337
II	59.0	19.7	
III	49.0	16.3	
IV	86.0	28.7	
V	64.0	21.3	
VI	29.5	9.8	
VII	20.0	6.7	
VIII	20.0	6.7	
IX	49.0	16.3	
X	39.5	13.2	

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Графикон 13. Приказ на ранговите за микропропустливост во сите десет групи



Табела 14 Приказ на Multiple Comparisons z' values тест за Kruskal-Wallis test на ранговите за микропропустливост во сите десет групи

група	I - R:16.3	II - R:19.7	III - R:16.3	IV - R:28.7	V - R:21.3	VI - R:9.8	VII - R:6.7	VIII - R:6.7	IX - R:16.3	X - R:13.2
I										
II	0.46373									
III	0.00000	0.4637								
IV	1.715834	1.25209	1.715834							
V	0.69560	0.23186	0.69560	1.0202						
VI	0.90429	1.36803	0.90429	2.62012	1.59989					
VII	1.34484	1.8085	1.34484	3.0606	2.04045	0.4405				
VIII	1.34484	1.8085	1.34484	3.0606	2.04045	0.4405	0.0000			
IX	0.00000	0.4637	0.00000	1.71583	0.69560	0.9042	1.34484	1.34484		
X	0.44055	0.9042	0.44055	2.15638	1.136160	0.4637	0.9042	0.90429	0.44055	

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

На табела 13 и графикон 13 е даден приказ на Kruskal-Wallis test на ранговите за микропропустливост во сите десет групи. Според овој тест, разликата помеѓу ранговите за микропропустливост помеѓу сите десет групи е статистички сигнификанта за $p < 0.05$ $H(9, N=30) = 18.12620, 0.0337$.

Според Multiple Comparisons z' values тест (post hoc тест) за Kruskal-Wallis test на ранговите за микропропустливоста во сите десет групи разликата се должи на разликата помеѓу прва (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive) група наспроти трета (Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive) група и првата (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive) група наспроти деветата (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) група ($p=0.00000$). Овие резултати укажуваат на тоа дека микрохибридниот композит Filtek™ Z250 од нашата студија има помала микропропустливост во споредба со Gradia direct posterior и Tetric evoceram bulk fill композитните материјали од нашата студија. Статистички сигнификанта разлика има и помеѓу трета (Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive) група наспроти девета (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) ($p=0.00000$) група. Овие резултати укажуваат на тоа дека микрохибридниот композит Gradia direct posterior од нашата студија има помала микропропустливост од високо вискозниот bulk fill композит во нашата студија (Tetric evoceram bulk fill). А исто така статистички сигнификанта разлика има и помеѓу седма (SDR + Adper Singl bond Plus adhesive) наспроти осма (SDR + G-bond) група ($p=0.00000$). Оваа разлика укажува на тоа дека со тотално нагризувачкиот систем од нашата студија се постигнува подобра маргинална адаптација на композитот врз ѕидовите на кавитетот во споредба со самонагризувачкиот адхезивен систем (табела 14).

ДИСКУСИЈА

6. ДИСКУСИЈА

И покрај различните иновации во новите ресторативни материјали во текот на изминатите години, недостатоците поврзани со полимеризациската контракција на композитите остануваат клинички проблем^{176,177}. Стоматолошките композити кои се користат во ресторативните процедури покажуваат волуметриско намалување што се движи од 1% до 6%, во зависност од составот на материјалот и условите за полимеризација^{176,177}. По развојот на современите стоматолошки материјалите, bulk fill композитните материјали се со поголема примена во реставративната стоматологија^{178,191}. За разлика од максималните 2-мм на слој, препорачани за конвенционалните композитни смоли, производителите препорачуваат 4 или 5-милиметри дебелина на слој на bulk fill - композитните смоли. Употребата на bulk техниката за полнење на кавитетите, несомнено ја поедноставува постапката на реставрација и го штеди клиничкото време во случаи на длабоки и широки кавитети¹⁸⁰.

Преку истражувањата спроведени во оваа докторска дисертација направен е обид да се даде одговор на повеќе прашања поврзани со bulk fill композитните материјали, а со тоа да поттикнеме нивна поширока примена во секојдневната стоматолошка пракса.

Затоа, целта на оваа студија беше да се спореди јачината на врската и микропропустливоста на неодамна воведениот три различни производи на bulk fill композитни смоли, со два конвенционални микрохибридени композити. Нултата хипотеза која треба да се истражи е дека SBS вредностите на силата на смолкнување (SBS) и микропропустливоста на bulk fill композитниот материјал не се разликуваат од оние на конвенционалните хибридни композити.

Предложени се различни механички тестови за да се проценат врските на реставративните материјали^{178,181}. Тестирањето со тестот на сила на смолкнување е релативно едноставен, повторлив и широко прифатен тест^{182,183,184}. Иако овој начин на

тестирање е критикуван, се уште се користи за да се оцени потенцијалот за поврзување на адхезивните системи со денгалната структура^{181,185}.

Тестот на сила на смолкнување е едноставна постапка на евалуација која се користи за тестирање на адхезијата на стоматолошки адхезивни системи Barkmeier and Cooley (1992). Тестовите за јачината на силата на смолкнување, ин витро, се корисни и за испитување на ефикасноста на адхезивните системи и можна корелација со клиничките проблеми¹⁸⁶. Во нашата студија тестирањето на силата на смолкнување е направено со универзална машина за тестирање, Instron, која е конвенционално популарна за проценка на адхезивната способност помеѓу адхезивниот систем и реставративниот материјал.

Во нашата студија ние ја меревме силата на смолкнување кај три Bulk fill композити и тоа: Tetric evoceram bulk fill, Tetric evoflow Bulk fill и SDR и два микрохбридни композити и тоа: Gradia direct posterior GC и Filtek™ Z250. Користевме два адхезивни системи Adper Singl bond Plus adhesive – целосноагризувачки адхезивен систем (total-etching adhesive system) наспроти самонагризувачкиот адхезивен систем (self etching adhesive system) - G bond.

По спроведената анализа и обработката на податоците, добиените резултати дозволуваат да бидат споредувани со резултатите на голем број автори кои ги проучуваат bulk fill композитеите и нивните карактеристики. На тој начин се овозможи да ги искажеме нашите ставови за поставената проблематика на овој труд, а добиените резултати ќе обезбедат корисни податоци за стоматолозите.

Резултатите од Mann-Whitney U тестот на разликата на просечните вредности на јачината на врската на различните видови на композити и различните реставративни адхезивни системи покажаа дека не постои статистичка сигнификантна зависност помеѓу просечните вредности на јачината кај Група I (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive) и Група II (Filtek™ Z250+ G bond). Овие резултати укажуваат дека видот на адхезивниот систем нема влијание врз јачината на врската кај микрохбридниот композитен материјал од нашата студија (Filtek™ Z250).

Статистичка сигнификантна зависност се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај Група III (Gradia direct posterior + Adper Singl bond

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

Plus adhesive) и Група IV (Gradia direct posterior + G bond). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем влијае врз јачината на врската кај микрохбридниот композитен материјал од нашата студија (Gradia direct posterior).

Разликата помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај Група V (Tetric evoflow bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) и Група VI (Tetric evoflowbulk fill + G-bond) е статистички несигнификантна. Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем не влијае врз јачината на врската кај Bulk fill течните композитни материјали.

Разликата помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај Група VII (SDR - Adper Singl bond Plus adhesive) и Група VIII (SDR - G-bond) е статистички несигнификантна. Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем не влијае врз јачината на врската кај ниско-вискозните т.е течните Bulk fill композитни материјали од нашето истражување.

Разликата помеѓу просечните вредности на јачината кај Група IX (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) и Група X (Tetric evoceram bulk fill + G-bond) е статистички сигнификантна. Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем влијае врз јачината на врската кај високо-вискозните Bulk fill композитните материјали од нашето истражување.

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината кај композитните материјали и реставративните адхезивни системи во I, III, V, VII и IX група, според ANOVA тестот е статистички несигнификантна. Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на композитниот материјал не влијае врз јачината на врската кај целосноагризувачкиот адхезивен систем.

Анализата на резултатите на просечните вредности на јачината на силата на смолкнување покажа дека во втората (Filtek™ Z250 + G bond) група просечната вредност на јачината е најголема и изнесува 5.6 ± 1.8 Мпа, во третата (Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive) група просечната вредност на јачината е најмала и изнесува 3.2 ± 1.1 Мпа. Оваа разлика се должи на статистички сигнификантната разлика помеѓу Filtek™ Z250 + G bond наспроти SDR + Adper Singl bond Plus adhesive; Filtek™ Z250 + G bond наспроти Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive и Filtek™ Z250 + G bond наспроти Tetric evoceram bulk fill + Adper

Singl bond Plus adhesive, останатите разлики се статистички несигнификантни. Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на реставративниот материјал т.е неговиот состав влијае врз јачината на врската.

Во нашата студија студија, микрохидридниот композитниот Filtek Z250, покажа повисоки вредности на силата на смолкнување (SBS вредности) од Gradia direct posterior GC, Tetric evoflow bulk fill во двата адхезивни системи. Овие резултати се во согласност со истражувањето и добиените резултати на: Vidhawan SA и соработниците.¹⁸⁷ Во нивното истражување тие докажале дека микрохидридниот композитниот Filtek Z250 има повисоки вредности на силата на смолкнување од Tetric EvoCeram Bulk Fill (TBF) и Filtek Bulk-fill flowable (BFL).

Во нашата студија користевме два адхезивни системи Adper Singl bond Plus adhesive – целоснонагризувачки адхезивен систем (total-etching adhesive system), наспроти, самонагризувачкиот адхезивен систем (self etching adhesive system) - G bond. Во својот состав Adper Singl bond Plus adhesive содржи: MDP phosphate monomer, dimethacrylate resins, HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate), Vitrebond™ кополимер, полнител, етанол, вода, иницијатори на полимеризација, силан.

Додека G bond содржи: Phosphoric ester monomer, 4-MET, hydrophilic methacrylate monomer, вода, ацетон, фото - иницијатор, нано-silica.

Во нашата студија разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на силата на смолкнување помеѓу композитните материјали и целоснонагризувачкиот адхезивен систем - total-etching adhesive system кај група I,III,V,VII,IX, е статистички несигнификантна. Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на силата на смолкнување помеѓу композитните материјали и самонагризувачкиот адхезивен систем - self-etching adhesive systems кај група II,IV, VI,VIII,X статистички е не сигнификантна. Додека разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на силата на смолкнување помеѓу композитните материјали и адхезивните системи - total-etching adhesive system (во сите групи, 3.5 ± 1.4) наспроти self-etching adhesive systems (во сите групи, 4.8 ± 1.5), е статистички сигнификантна.

Оваа статистичка сигнификантност доаѓа од таму што јачината на врската помеѓу композитниот материјал и дентинската структура е поголема со употребата на self-etching adhesive systems наспроти total-etching adhesive systems. Нашите резултати се во

согласност со резултатите добиени од Sensi и соработниците, кои заклучиле дека самонагризувачките адхезивни системи (self-etching adhesive systems) произведуваат повисока јачина на сила отколку конвенционалните адхезивни системи, особено системот се-во-едно¹⁸⁸. Ова се должи на присуството на НЕМА (2-hydroxyethyl methacrylate) во самонагризувачкиот адхезивниот систем кој го користевме во нашата истражување. НЕМА игра важна улога како средство за зајакнување кое ја спречува секоја следна контракција и се подложува на потенцијална реакција (хемиска) помеѓу нејзината естерска функционална група и дентинскиот колаген. Таа, исто така има способност да промовира деминерализација на дентинот, помага во олеснувањето на дифузијата на мономерот од композитната смола и во формирањето на хибридениот слој¹⁰⁹. Додека кога користиме целоснонагризувачка адхезивната техника, прекумерното сушење со спреј од воздух, проследено со предходно кондиционирање, на површината на дентинот, резултира со дехидратација на дентинот, предизвикувајќи колапс на колагените влакна на дентинот, што го отежнува навлегувањето на хидрофилната смола, целосно до длабочината на нагрizenата зона. Затоа, сврзувањето со сув дентин резултира со нецелосно формирање на хибридниот слој и компромитирање на инфилтрацијата на композитната смолата.

Резултатите добиени во нашата студија не се во согласност со Bouillaguet и соработниците., Chuang и соработниците., Kerby et и соработниците., Senawongse и соработниците, кои докажале дека самонагризувачките адхезивни системи (self-etching adhesive systems) имаат помала јачина на врска во споредба со целоснонагризувачките адхезивни системи (total-etching adhesive system)¹⁸⁹⁻¹⁹².

Слоевитата техника на поставување на композитните материјали е широко прифатена во клиничката практика, бидејќи се смета дека со нејзината примена доаѓа до намалување на “С факторот” на кавитетот. Зголемениот број на слободни површини достапни за апликација на композитниот материјал т.е негова пластична деформација, го намалуваат полимеризациониот стрес.

Во нашата студија анализата на податоците покажа дека разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на силата на смолкнување на композитните реставрирани материјали и техниката на апликација- Слоевита техника кај група I, II, III, IV е статистички сигнификантна. Оваа разликата се должи на статистички

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

сигнификантната разлика помеѓу II група (Filtek™ Z250 + G bond) верзус III група (Gradia direct posterior + Singl bond 3M). Додека разликата која се регистрираше помеѓу просечните вредности на силата на смолкнување на композитните материјали и техниката на апликација- Bulk техника кај група V, VI, VII, VIII, IX, X е статистички не сигнификантна. Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Техниката на апликација- Слоевита техника (во сите групи, 4.4 ± 1.7), наспроти, техника на апликација- Bulk техника (во сите групи, 4.0 ± 1.5), е статистички не сигнификантна. Овие резултати укажуваат на тоа дека техниката на апликација на композитниот материјал не влијае на јачината на врската, односно bulk fill композитите имаат јачина на врска како и конвенционалните хибридни композити, без разлика на видот на адхезивниот систем, што е во согласност со резултатите на He и соработниците¹⁹³ во истражувањето за влијанието на слоевитата техника на нанесување на композитните материјали и димензиите на кавитетот на јачината на адхезивната врска. Јачината на адхезивната врска при примената на bulk техниката била послаба во споредба со слоевитата техника на нанесување на композитниот материјал, но само кога композитното полнење било поставувано во кавитети подлабоки од 5 mm. Кога композитните реставрации се поставувале со примена на овие две техники, во поплитки кавитети - кавитети до 3 mm немало разлика во добиените резултати за јачината на адхезивната врска.

Генерално длабочината и дијаметарот на кавитетот влијае на микропропустливоста и квалитетот на маргиналната адаптација на композитната реставрација во цилиндричните кавитети. Меѓутоа, длабочината на кавитетот има поголемо влијание на оваа својство на композитната реставрација, заради тоа што големината на “С - факторот” е директно пропорционална со длабочината на кавитетот, а обратнопропорционална со неговиот дијаметар. Ова било заклучено со истражувањето на Braga и соработниците, каде што се испитувало влијанието на димензиите на кавитетот на појавата на полимеризациски стрес и микропропустливост на композитните реставрации во лабораториски услови¹⁹⁴.

Овие резултати се во согласност со истражувањата и добиените резултати на Накан и соработниците⁽¹⁹⁵⁾, Ilie N и соработниците⁽¹⁹⁶⁾, кои докажале дека bulk fill композитите имаат јачина на врска како и конвенционалните хибридни композити, тоа

доаѓа од таму што, bulk fill композитните материјали имаат слични механички својства и конзистенција како и конвенционалните ниско-вискозни композити.

Нашите резултати не се во согласност со резултатите на De Jesus Tavarez и соработниците⁽¹⁹⁷⁾, кои тврдат дека, Bulk Fill композитите презентираат инфериорни резултати во споредба со конвенционалните нанохибридни и микрохибридни композити во однос на јачината на врската.

Со анализа на податоците од нашата студија, разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на композитните материјали во зависност од видот на композитот – микрохибриден наспроти високо вискозен bulk fill композит кај група I, II, IX, X, е статистички сигнификантна. Оваа сигнификантност се должи на статистички сигнификантната разлика помеѓу II група (Filtek™ Z250+ G bond) наспроти X група (Tetric Evoceram bulk fill + G-bond). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на композитниот материјал има влијаније врз јачината на врската помеѓу композитот и цврстите забни ткива.

Разликата на просечните вредности на силата на смолкнување помеѓу микрохибридните композитните материјали и адхезивните системи, кај III група (Gradia + Adper Single bond Plus adhesive) и IV група (Gradia + G bond) е статистички сигнификантна. Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем има влијаније на јачината на врската помеѓу композитниот материјал и цврстите дентални ткива, кај микрохибридните композитни материјали.

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на силата на смолкнување помеѓу микрохибридните композитните материјали - (во сите групи, 4.4 ± 1.8) наспроти - течен композит (во сите групи, 4.1 ± 1.6), е статистички несигнификантна.

Во нашата студија Скенинг електронската анализа на фрактури откри дека повеќето фрактури се адхезивни или мешани. (Слика 30-39)

Познато е дека појаките врски често се поврзуваат со "мешани" или "кохезивни" фрактури во дентинот или композитот. Напротив, фрактурите на пред-тестирање секогаш се случуваат "адхезивно на на спојот на адхезивот со тврдата дентална површина" или поточно "кохезивно" во рамките на највисокиот дел од слојот на

адхезивот (Слика 34а и б), оставајќи ги двете површини на распарката покриени со остатоци од адхезивот. Ова може да укаже на тоа дека одлепувањето може да се појавило во рамките на мекиот адхезивен слој за инхибиција на кислородот кој бил одвоен од стврднатиот дел од адхезивниот слој кога композитот се повлекол од дното на кавитетот за време на полимеризацијата⁽¹⁹⁸⁾.

Во VIII –та група каде што се користевме SDR – Bulk fill композитен материјал и G-bond – self self-etching adhesive systems, 40 % од фрактурите се појавуваат преддоминантно "кохезивни во рамките на композитот" Ова може да укаже на тоа дека изложениот стрес ја надминал цврстината на истегнување на композитот пред да се оспори актуелната јачина на врската.

Конечно, self-etching adhesive systems кој се користи (G- Bond, GC) треба да биде, аплициран според упатството на производителот. Додека ова е многу изводливо на површина, обезбедувајќи прилично тенок и подеднакво дебел адхезивен слој, апликацијата на адхезивот на дното на тесен кавитет, како што е Класа I, е ограничено и не може да се избегне создавање на нееднков и генерално подебел слој дури и со собирање на адхезивот во долниот дел на аглите од кавитетот⁽¹⁹⁹⁾. Ваквиот вишок на адхезив негативно влијание врз јачината на врската⁽¹⁹⁸⁾. Освен тоа, овој НЕМА-слободен, адхезивен систем (G- Bond, GC), е познато дека индуцира фазно раздвојување и затоа бара пост-апликација⁽²⁰⁰⁾.

Ако е премногу дебел, адхезивниот слој би влијаел негативно врз механичко-физичките својства на реставрацијата со ризик од тотално кохезивно оштетување во дебелината. Затоа, е препорачливо да не се употребува преголем број на адхезивни слоеви. Порозностите во внатрешноста на адхезивниот слој, исто така, можат да дејствуваат како почетни локации, за рани недостатоци, за време на испитувањето на микротензијата, со висок ризик за кохезивен неуспех во рамките на адхезивниот слој.

Микропропустливоста се смета за главна причина за неуспехот на денталната реставрацијата и е одговорена за повеќе од 50% од процедурите за замена на истата^{201,202}.

Полимеризациската контракција, факторите поврзани со адхезивните процедури или несоодветната изолација на забите се некои од факторите кои можат да предизвикаат неуспех во прилагодувањето на материјалот до сидовите на кавитетот што доведува до често опишаните клинички исходи, како што се постоперативна чувствителност, секундарна кариес, маргинална забна дисколорација или заболувања на пулпата²⁰³⁻²⁰⁶. Зголемувањето на маргиналната адаптација на реставрациите и нивната издржливост е еден од главните напори на модерна адхезивна стоматологија²⁰⁷.

Со цел да се намали ризикот од микропропустливост треба да се применат техники со кои ќе се намалува полимеризациската контракција. Во обидите да се намалат ефектите од формирањето на внатрешен стрес предизвикан од полимеризациската контракција, важен елемент е зголемувањето на еластичноста на материјалот за полнење и системот за сврзување. Почест метод за компензација на стресот е користењето на тенок слој, течен композит²⁰⁸⁻²¹¹. Течниот композит има понизок модул на еластичност, така што тој е ефикасен во намалувањето на микропропустливоста. Генерално потврдено е дека конвенционалните композитни материјали треба да се полимеризираат во слоеви што не се подебели од 2 mm^{212,213,214}. За време на полимеризацијата на подебел слој, материјалот може да поминува од прегелациска во гелациска фаза во различни временски периоди на различни длабочини. Кога површинските слоеви на материјалот се веќе во фаза на постеглација, подлабоките слоеви сеуште не стигнале до точка на гелација. Површинскиот дел од материјалот станува цврст, а подлабокиот дел е сè уште течен. Примената на подебели слоеви на материјалот предизвикува зголемување на стресот, а намалувањето на овој феномен е посебен предизвик. Препорачана алтернатива на слоевитата техника на нанесување на композитниот материјал, која го презема овој предизвик, е Bulk fill техниката. Овој вид на техника со која композитниот материјал се нанесува еднократно во слој подебел од 4 mm, не ја загрозува маргиналната адаптација на реставрациите.

Tetric EvoCeram Bulk Fill е нано-хибриден композит со мономерна матрица која содржи диметакрилат (20-21% тежина). Филерите содржат бариумско стакло, јтербиум трифлуорид, мешан оксид и фотополимеризатор (78% -81% од тежината). Дополнителни содржини се адитиви, катализатори, стабилизатори и пигменти (<1,0%

тежина). Вкупната содржина на неоргански полнила е 76-77% тежина или 53-54% волумен. Големината на честичките на неорганските полнила е помеѓу 40 и 3000 nm со средна големина на честички од 550 nm. Неговата примена е за изработка на директни реставрации во постериорните регии. Според производителот, патентираните уреди за намалување на стресот или модулаторите, кои се интегрирани во составот на полнењето, го намалуваат степенот на полимеризација и стресот. Tetric EvoCeram Bulk Fill во својот состав содржи инхибитор на чувствителност на светлина, со што се обезбедува продолжено време на моделирање на полнењето, инхибитор на стресот кој настанува за време на полимеризациската контракција и на крај содржи и ивоцерин, полимеризациски фотоиницијатор кој овозможува нанесување на слоеви од 4 mm.

Намалувањето на стресот во матрицата значително ја намалува полимеризациската контракција. Неодамна патентирано иницијатор Ивоцерин ја зголемува длабочината на слојот на 4 mm. Материјалот покажува одлични механички својства. Отпорноста на абеење и полирање е иста со нано-хибридните композити. Затоа, во негови индикации, влегуваат длабоките Класа I, Класа II и Класа V.

Иновативниот систем на иницијација на полимеризација го намалува времето на полимеризација дозволува зголемување на длабочината на полнењето. Поради универзалната боја на материјалите, времето на избор на боите е пократко, а е забележано и пократко време на завршување и полирање на реставрацијата^{215,216}. Сепак, идеален композитен материјал за bulk-fill би бил оној кој би можел да биде ставен во кавитет со висок C-фактор а се уште покажува многу мал стрес на полимеризација, истовремено одржувајќи висок степен на адаптација²¹⁷.

Ново развиените Bulk fill композити, вклучуваат типови на материјали со низок вискозитет (течни) и висок вискозитет (скулптурни). SDR (Smart Dentin Replacement) трчен bulk fill композит со супстанција опишана како "модулатор за полимеризација" која е хемиски вградена во полнитото. Модулаторот за полимеризација синергетски комуницира со фотоиницијаторот - камхорхинон, што ќе резултира со побавен развој на модуларна еластичност, што овозможува намалување на стресот без намалување на стапката на полимеризација или степенот на конверзија. SDR-от е составен од: бариум

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

алуминофлуороборосиликатно стакло, стронциум алуминофлуоросиликатно стакло, модифицирана уретанска диметакрилатна смола (UDMA), етокселизиран бисфенол А диметакрилат (ЕВРАDMA), триетилен гликол диметакрилат (ТЕGDMA), камфорхинон фотиницатор, бутилиран хидрокситолуен (ВНТ), УВ стабилизатор, титаниум диоксид и железо оксидни пигменти. Тој е во пакување карактеристично за течен композит, за да може да се стави во слој со дебелина од 4 мм со минимален полимеризациски стрес. SDR има функција за самонивелирање која овозможува интимна адаптација на сидот на кавитетот. Достапен во една универзална нијанса, тој е дизајниран да се сврзе со универзален композит за постериорна регија врз база на метакрилат, а со тоа да се замени исчезнатиот емајл од оклузалната површина.

Во суштина, целиот радикален процес на фотополимеризација е посредуван од полимеризациски модулатор специјално вграден во SDR смолата, кој што овозможува повеќе линеарно размножување на ланецот без многу вкрстено поврзување и оттаму, забавен развој на модулот²¹⁸.

Овој модулациски ефект овозможува продолжена полимеризација без ненадејно зголемување на густината на вкрстената врска. Оваа продолжена "фаза на лекување" го максимизира вкупниот степен на конверзија и, исто така, го намали стресот на полимеризација.

Во нашата студија, поради ниска вискозност, bulk композитите беа во можност да се аплицираат интимно на сидовите од кавитетот, а со тоа да добиеме и помала микропропустливост во споредба со конвенционалните композити.

Способноста за адхезија на материјалите и нивната клиничка релевантност, може да се оцени со *in vitro* тестовите за микропропустливост^{204,219,220}.

Повеќето од овие методи бараат употреба на боја и намалување на забот во серија од делови за да се визуелизира степенот на боење со скенинг електронска микроскоп (SEM), 1 стереомикроскоп, или компјутеризирана томографијад. Длабочината на пенетрацијата на бојата по должината на маргината може да се измери или да се оцени со систем на бодување^{204,219,220}. Недостаток на овие тестови е дека тие

обезбедуваат дводимензионална (2D) и полуквантитативна евалуација на истекувањето, бидејќи боењето на спојот е визуелизирано на ограничена дебелина и дел од забот, така да некоја структура на забот неизбежно се губи со самата припрема на примерокот. Понатаму, ваквиот примерок со време трпи деструктивни промени, кои спречуваат понатамошно негово тестирање.

За да ја процениме микропропустливоста во нашата студија ние ја користевме сребро нитратната техника^{221,222,223}.

По реставрацијата, забите беа подложени на термоциклирање. Термоциклирањето е процес на ин витро подложување на реставрацијата на забот до екстремни температури компатибилни со усната шуплина. Ова го стимулира воведувањето на топли и ладни екстремности во усната шуплина и го покажува односот помеѓу коефициентот на термичка експанзија помеѓу забот и ресторативниот материјал.

Сребрениот јон е екстремно мал 0.059 nm во споредба со типична бактерија која е 0.5-0.1 μm . Затоа е повеќе пенетративен, а со тоа скоро е невозможно да се спречи неговото навлегување преку рабовите на материјалот. Во нашата студија користевме педесет процентен сребро нитратен раствор.

Bulk fill композитните материјали, проценети во нашата студија, ги задоволуваат барањата на овој тип материјали во смисла на нивната маргинална адаптација врз сидот од кавитетот. Тестот за пенетрација на боја покажа дека нема микропропустливост за висок процент (66.7%) од тестираните реставрации. Најдобар резултат за микропропустливост добивме кај SDR – от независно од адхезивниот систем. Ова е во согласност со студијата на Bharath M Jaganath и соработниците²²⁴, како и со студијата на Ven-Amar и соработниците²²⁵.

Bulk fill композитните материјали се потранспарентни од другите реставрации, кои овозможуваат светлината да стигне до многу подлабоки слоеви. Содржината на фотоиницијаторите на полимеризација и инхибиторите на стресот ја одредуваат оптималната маргинална адаптација на овие композити.

Големината на полимеризациската контракција е обратнопропорционална со количината на полнењето. Од користени bulk fill композити во нашата студија, SDR

покажа, подобра вредност на маргинална адаптација, иако статистички несигнификантна, заради нешто поголема содржина на полнило, во споредба со Tetric evoflow bulk fill.

Конвенционалните ниско - вискозни композити во основа се изградени од комбинација на мономери на база на BisGMA/TEGDMA. BisGMA е високо – вискозна молекула со голема молекуларна тежина која предизвикува помала полимеризациска контракција и дава подобри механички својства на композитните материјали. TEGDMA е ниско – вискозна молекула која ја подобрува мобилноста во активираниот медиум, предизвикувајќи повисок степен на конверзија, полимеризациона контракција и модус на еластичност. Меѓутоа ниско – вискозните bulk fill композитни материјали се изградени од мономер на база на UDMA, кој ги заменува молекулите на BisGMA и TEGDMA, како процентуално така и во потполност. UDMA молекулата покажува поголем степен на мобилност при поголем степен на конверзија, порадишто композитната смола која го содржи овој мономер развива помал полимеризациски стрес, во споредба со мономерите на база на BisGMA (при истра вредност на контракција и еластичен модул)²²⁶. Нискиот процентуален удел на BisGMA молекулата во ниско – вискозните Bulk fill композити, предизвикува инфериорни механички својства, пришто во клинички услови овие композитни материјали би требало да се прекријат со високо – вискозни композити.

SDR –от содржи патентиран, модифициран мономер UDMA со голема молекуларна маса од 849 mg/mol, за разлика од конвенционалната молекула UDMA (470 mg/mol), Bis-GMA (512 mg/mol) или Bis-EMA (496 mg/mol). На тој начин, контракцијата би можела да биде намалена со намалување на бројот на реактивни мономери по единица волумен^{227,228}. Покрај модифицираната UDMA, во овој материјал и молекулата на BisGMA во потполност е заменета со помалку вискозните диметакрилати – TEGDMA и EBPDMA (etoksiledit-bisfenol-A-dimetakrilat). Овие два мономера допринесуваат за формирање на пофлексибилна полимерна мрежа со помала полимеризациска контракција, во споредба со композитните смоли на база на BisGMA мономерна молекула²²⁹.

Главните предности на bulk fill композитните материјали се и помалото оптоварување на полнењето, помалата вискозност и поголемата проточност. Исто така, материјалот има својство за израмнување кое помага да се прилагоди добро на кавитетот од забот. Со материјалот лесно се ракува и може да се постави во еден слој со дебелина до 4 мм. Според Chaung и соработниците, SDR покажува 60% помала полимеризациска контракција и 30% намалување на оперативната процедура¹⁹⁰.

Резултатот од нашата студија е потврден и со студијата спроведена од Orłowski et al, кои покажаа дека нема пенетрација на боја кај реставрациите направени со SDR²³⁰.

Односот помеѓу методот на пополнување на кавитетите и маргиналниот печат на композитните реставрации исто така бил предмет на истражување на Skatecka-Sądel и Grzebieluch^{231,232}. Во in vitro студиите, тие покажале дека маргиналниот интегритет на реставрациите кај класа II кавитетите е поголем кога се пополнуваат во еден слој со дебелина од 4 mm, за разлика од слоевитата техника на пополнување каде што слојот на материјалот не е подебел од 2 mm.

Многу фактори влијаат врз интегритетот на врската помеѓу ткивата на забот и материјалот кој ја пополнува подготвената празнина. Во прилог на намалувањето на полимеризациската контракција значајна улога играат: C-факторот како и методот на полимеризација на композитната смола²³²⁻²³⁵.

Reutzfeldt и Asmussen покажале дека степенот на флуидност при примена на композитниот материјал влијае на маргиналната адаптација; зголемената флуидност на композитот го прави подобро да се придржуваат до сидовите на шуплината²³⁶. Истражувањето на Ilie и Nickel укажува на тоа дека протокот на композитни материјали базирани на SDR технологијата покажуваат пониско намалување на полимеризацијата во споредба со другите течни материјали како што се Filtek Supreme Flow и Esthet X Flow, а исто така во споредба со нано- и микрохибридните композити и врз основа на силорани²³⁷.

Многу студии правеле споредба помеѓу слоевитата техника и Bulk техниката на аплицирање на композитните материјали во кои биле применети методот на конечни елементи, фотоеластичен метод и тестови на продор на боја. Со овие студии не било утврдена статистички значајна разлика во квалитетот на маргиналната адаптација и

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

намалувањето на полимеризацискиот стрес, при користење на овие две техники на нанесување на композитниот материјал. Crim и Chapman во своето истражување, истотака заклучиле дека слоевитата техника на аплицирање на композитот не била поефикасна во смисла на намалување на навлегувањето на бојата во должина на спојот помеѓу композитната реставрација и тврдите дентални ткива²³⁸.

Во нашата студија според анализата на резултатите за микропропустливоста во сите десет групи, добивме статистички сигнификантна разлика која се должи на разликата помеѓу прва (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive) група наспроти трета (Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive) група и првата (Filtek™ Z250 + Adper Singl bond Plus adhesive) група наспроти деветата (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) група ($p=0.00000$). Овие резултати укажуваат на тоа дека микрохибридниот композит Filtek™ Z250 од нашата студија има помала микропропустливост во споредба со Gradia direct posterior и Tetric evoceram bulk fill композитните материјали од нашата студија. Статистички сигнификантна разлика има и помеѓу трета (Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive) група наспроти девета (Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive) ($p=0.00000$) група. Овие резултати укажуваат на тоа дека микрохибридниот композит Gradia direct posterior од нашата студија има помала микропропустливост од високо вискозниот bulk fill композит во нашата студија (Tetric evoceram bulk fill). А исто така статистички сигнификантна разлика има и помеѓу седма (SDR + Adper Singl bond Plus adhesive) наспроти осма (SDR + G-bond) група ($p=0.00000$). Оваа разлика укажува на тоа дека со тотално нагривачкиот систем од нашата студија се постигнува подобра маргинална адаптација на композитот врз ѕидовите на кавитетот во споредба со самонагривачкиот адхезивен систем

Со овие наши резултати можеме целосно да ја потврдиме нашата нулта хипотеза дека микропропустливоста и јачината на врската кај Bulk fill композитните материјали е иста како кај хибридниите конвенционални композитни материјали.

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација

ЗАКЛУЧОЦИ

7. ЗАКЛУЧОЦИ

Врз основа на реализацијата на поставените цели дојдовме до сопствени сознанија за bulk fill реставративните материјали. Од стекнатите сознанија ги извадивме следните заклучоци:

1. Анализата на резултатите на просечните вредности на јачината на силата на смолкнување покажа дека во втората група просечната вредност на јачината е најголема и изнесува 5.6 ± 1.8 Мра, во третата група просечната вредност на јачината е најмала и изнесува 3.2 ± 1.1 Мра. Оваа разлика се должи на статистички сигнификантната разлика помеѓу Filtek™ Z250 + G bond наспроти SDR – Adper Singl bond Plus adhesive; Filtek™ Z250 + G bond наспроти Gradia direct posterior + Adper Singl bond Plus adhesive и Filtek™ Z250 + G bond наспроти Tetric evoceram bulk fill + Adper Singl bond Plus adhesive останатите разлики се статистички несицификантни. Видот на реставративниот материјал т.е неговиот состав влијае врз јачината на врската. Материјалите што содржат поголем процент на полиноло во нивниот состав може да покажат подобра сила на врската.
2. Анализата на разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај композитните материјали во зависност од Техниката на апликација- Слоевита техника (во сите групи, 4.4 ± 1.7) наспроти Техника на апликација- Bulk техника (во сите групи, 4.0 ± 1.5), е статистички несицификантна. Овие резултати укажуваат на тоа дека техниката на апликација на композитниот материјал не влијае на јачината на врската, односно bulk fill композитите имаат јачина на врска како и конвенционалните хибридни композити, без разлика на видот на адхезивниот систем.
3. Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на силата на смолкнување помеѓу композитните материјали и адхезивените системи – целоснонагризувачки систем (total-etching adhesive system -во сите групи,

3.5±1.4) наспроти самонагризувачки адхезивен систем (self-etching adhesive systems - во сите групи, 4.8±1.5), е статистички сигнификантна, исто така и разликата помеѓу просечните вредности на јачината кај Група IX (Tetric evoceram bulk fill + Singl bond dental adhesive 3M) и Група X (Tetric evoceram bulk fill + G-bond) е статистички сигнификантна.

Оваа статистичка сигнификантност доаѓа од таму што поголема јачина на врска помеѓу композитниот материјал и дентинските структури се постигнува со употребата на самонагризувачките адхезивни системи (self-etching adhesive systems) наспроти велоснонагризувачките адхезивни системи (total-etching adhesive systems).

4. Статистичка сигнификантна зависност се регистрира помеѓу просечните вредности на јачината на врската кај Група III (Gradia direct posterior + Singl bond dental adhesive 3M) и Група IV (Gradia direct posterior + G bond). Овие резултати укажуваат на тоа дека видот на адхезивниот систем влијае врз јачината на врската кај микрохибридниот композитни материјали.
5. Bulk fill композитните материјали, проценети во нашата студија, ги задоволуваат барањата на овој тип материјали во смисла на нивната маргинална адаптација врз ѕидот од кавитетот. Тестот за пенетрација на боја покажа дека нема микропропустливост за висок процент (66.7%) од тестираните реставрации. Најдобар ранг за микропропустливост добивме кај SDR – от независно од адхезивниот систем.
6. Видот на реставративната техника не влијае врз микропропустливоста помеѓу композитот и ѕидовите од кавитетот.
7. Видот на адхезивниот систем влијае врз микропропустливоста помеѓу композитот и ѕидовите од кавитетот т.е со total-etching adhesive systems добиваме подобра маргинална адаптација на композитниот материјал во споредба со self-etching adhesive systems.

8. Видот на реставративниот материјал т.е неговиот состав влијае врз микропропустливоста помеѓу композитот и ѕидовите од кавитетот.
9. Bulk fill композитните материјали може да претставуваат сигурни алтернативи на конвенционалните хибридни композити. Ова може да биде од потенцијална корист за стоматолозите, бидејќи bulk fill композитните материјали се поедноставни за ракување од конвенционалните композити и можат да се применуваат поефикасно во клиничката пракса.

ЛИТЕРАТУРА

8. ЛИТЕРАТУРА

- (¹). Van Meerbeek, B., J. De Munck, Y. Yoshida, S. Inoue, M. Vargas, P. Vijay, K. Van Landuyt, P. Lambrechts, and G. Vanherle. 2003. Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative Dentistry* 28 3:215–235. [Medline] [Google Scholar]
- (²). Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res* 1999;48:675-81.
- (³). Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997;76:1508-16.
- (⁴). Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991;12:737-40.
- (⁵). Maserejian NN, Trachtenberg FL, Hauser R, McKinlay S, Shrader P, Tavares M, Bellinger DC. Dental composite restorations and psychosocial function in children. *Pediatrics* 2012;130:328-338.
- (⁶). Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dent Mater* 1998; 14:405-11.
- (⁷). Kawaguchi M, Fukushima T, Miyaaki K. The relationship between cured depth and transmission coefficient of visible light activated resin composite. *J Dent Res*. 1994; 73:516-21.
- (⁸). In Suh B. Understanding and controlling the effect of polymerization shrinkage stress in composite restorations. Proceedings from the 3rd International symposium. Adhesion and reconstruction in modern dentistry; 1999 March 26-27; S.Margherita Ligure, Italy, Milano: Hippocrates Edizioni Medico-Scientifiche r.l. 1999. p.60-7.
- (⁹). Sutalo J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Zagreb: Graficki Zavod Hrvatske; 1988.
- (¹⁰). Blazicko I. Kompozitni materijali: diplomski rad. Zagreb: Ivan Blazicko; 2009.
- (¹¹). Tantbirojn D, Pfeifer CS, Amini AN, Versluis A. Simple optical method for measuring free shrinkage. *Dent Mater*. 2015;31(11):1271-8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.150>
- (¹²). A. Peutzfeldt and E. Asmussen, "Determinants of in vitro gap formation of resin composites," *Journal of Dentistry*, vol. 32, no.2, pp. 109–115, 2004.

- (¹³). Lutz F, Setcos JC, Phillips RW, Roulet JF. Dental restorative resins: types and characteristics. *Dent Clin North Am* 1983 Oct; 27(4):697-712.
- (¹⁴). Milosevic M. Polymerization mechanics of dental composites—advantages and disadvantages. *Procedia Eng* 2016;149:313-320.
- (¹⁵). Odian G. Principles of polymerization. 3rd ed. New York: Wiley-Interscience; 1991.
- (¹⁶). Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues MP, Vilela ABF, Pfeifer CS, Tantbirojn D, Versluis A. Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements—what do we need to know? *Braz Oral Res* 2017 Aug;31(suppl 1):49-63.
- (¹⁷). Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent* 2015 Apr;43(4):430-439.
- (¹⁸). Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*. 2015;43(4):430-9. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.02.002>
- (¹⁹). Odian G. Principles of polymerization. 3rd edition. New York: Wiley-Interscience; 1991.
- (²⁰). Versluis A, Tantbirojn D. Relationship between shrinkage and stress. In: Daskalaki A, editor. *Dental computing and applications: advanced techniques for clinical dentistry*. Hershey, PA: IGI Global; 2009. p. 45-64.
- (²¹). Pereira RD, Valdívia AD, Bicalho A A, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A et al. Effect of photoactivation timing on the mechanical properties of resin cements and bond strength of fiberglass post to root dentin. *Oper Dent*. 2015;40(5):E206-21. <https://doi.org/10.2341/14-115-L>
- (²²). Hansen Ek. Visible light cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hydroscopic expansion. *Scand J Dent Res*. 1982; 90:329-35.
- (²³). Unterbrink GI, Liebenberg Wh. Flowable resin composites as “filled adhesives”. Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*. 1999; 30:249-57.
- (²⁴). De la Macorra, Gomer-fernandez S. Quantification of the configuration factor in class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Evr J Posted Restor Dent*. 1996; 4:29-3.
- (²⁵). Lutz F, Philips R W. A classification and evaluation of composite resin systems. *I Prosthet.Dent*. 1993; 4:480.
- (²⁶). Erick Jd, Robinsons Sj, Byerly Th, Chappelton Cc. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int*. 1993; 24:632-40.

- (²⁷). Shobha Hk, Sankarapandian M, kalachandra S, Tylor Dr, McGarth Je. Structure property relationship among novel dental composite matrix resin. J Mater Sci Mater Med. 1997; 8:385-9.
- (²⁸). Lai Jh, Johnson Ae. Measuring polymerization shrinkage materials by a water-filled dilatometer. Dent Mater 1993; 9:139-43.
- (²⁹). Evlin H, Cash Aj, Watts Dc. Mechanical behavior and structure of lightcured special tray materials. J Dent. 1995; 23:255-9.
- (³⁰). Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. Am J Dent. 2000; 13(Spec No):82D-4D.
- (³¹). Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater. 2005; 21(1):68-74.
- (³²). Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled / transtooth and incremental-filled / occlusally irradiated composite resins. J Prosth Dent 2007;98:129-40.
- (³³). Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Koop hardness of class II composite resin restoration. Dent Mater 2004;20:726-32.
- (³⁴). Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. Dent Mater 1991;7:107-13.
- (³⁶). Sigusch BW, Pflaum T, Volpel A, Gretsche K, Hay S, Watts DC, et al. Resin-composite cytotoxicity varies with shade and irradiance. Dent Mater 2012;28:312-9.
- (³⁶). Czasch P, Ilie N (2013) In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. Clin Oral Investig 17(1): 227- 23
- (³⁷). Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT. Cuspal Movement, Microleakage in premolar teeth restored with packable composite cured in bulk or in increments. J. Dent 2003;31:437-44.
- (³⁸). Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled bu using bulk, incremental and transtooth- illumination technique. J Dent Association 2011;142:1176-82.
- (³⁹). Lowe RA. The serch for a low-shrinkage direct composite. Oral Health Journal 2010;6(March):78-82.
- (⁴⁰). Jose-Luis R. Dental technique-restorations with resin-based, bulk full composites. AEGIS Communications 2010;31.

- (⁴¹). Ryan EA, Tam LE, McComb D. Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. Journal of Canadian Dental Association 2010;76:84-9.
- (⁴²). Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. Clin Oral Investig 2014;18:1991-2000.
- (⁴³). Van Dijken JW, Pallesen V. A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. Dent Mater 2014;30:245-51.
- (⁴⁴). Leprince JK, Polin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. J Dent 2014;42:993-1000.
- (⁴⁵). Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDE TM technology. Dent Mater 2011;27:348-55.
- (⁴⁶). Jin X, Bertrand S, Hammesfahr PD. New radically polymerizable resin with remarkably low curing stress. J Dent Res 2009;88(Spec Issue Hun vie gjerne se litt av byen.A):1651.
- (⁴⁷). Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJP. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill resin-based composite base materials. J Dent 2012;40:500-5.
- (⁴⁸). Rullmann I, Schattenberg A, Marx M, Willershausen B, Ernst CP. Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2012;122:294-9.
- (⁴⁹). Ilie N, Bacuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites an in vitro assessment of their mechanical performance. Oper Dent 2013;38(6):618-625.
- (⁵⁰). Frauscher KE, Ilie N. Degree of conversion of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. Clin Oral Investig 2013;17(2):635-642.
- (⁵¹). Ellakwa A, Cho N, Lee JB. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. Dent Mater 2007;23(10):1229-1235.
- (⁵²). Pentzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. European Journal of Oral Sciences 1997;105(2):97-116.
- (⁵³). Moszner N, Fisher VK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. Dent Mater 2009;24(7):901-907.
- (⁵⁴). Miyazaki M, Hinoura K, Honjo G, Onose H. Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength. Am J Dent. 2002; 15(6):412-6.

- (⁵⁵). Mount GJ, Hume WR. Preservation and restoration of tooth structure. London, Philadelphia, St Louis, Sydney, Tokio: Mosby International Ltd; 1998.
- (⁵⁶). Dietschi D, Spreagico R. Adhesive metal-free restorations. Sao Paolo, Moscow, Prague, Warsaw: Quintessence Publishing Co. Inc; 1999.
- (⁵⁷). Luo Y, Lo ECM, Wei SHY, Tay FR. Comparison of pulse activation vs conventional light curing on margi adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or a self-etch technique. Dent Mater. 2002; 18:36-48.
- (⁵⁸). Van Dijken JW. A 6-year clinical evaluation of class I poli-acid modified resin composite/resin composite laminate restorations cured with a two-step curing technique. Dent Mater. 2003; 19:423-42.
- (⁵⁹). Eick JD. Smaer layer-materials surface. Proceedings of the Finish Dental Society 1992;5:32-43.
- (⁶⁰). Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesion materials. Oper Dent 1992;5:81-94.
- (⁶¹). Perdigao J. Dentin bonding variables related to the clinical situation and the substrat treatment. Dent Mater 2102;26:24-37.
- (⁶²). Van Meerbek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Brem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. Oper Dent 1992;Supplement 5:111-124.
- (⁶³). Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. Oper Dent 1992;17:229-42.
- (⁶⁴). Pashley DH, Livingston MS, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. Arch Oral Biol 1978;23:807-10.
- (⁶⁵). Hasimoto M, Ito S, Tay FR, Sivero NR, Sano H, Kaga M et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. J Dent Res 2004;83:943-8.
- (⁶⁶). Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW. Smear layer: removal and bonding considerations. Oper Dent 1984;Sool.3:30-4.
- (⁶⁷). Yashiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K et al. Resin adhesion to carious dentin. Am J Dent 2003;16:47-52.
- (⁶⁸). Van Meerbeek, B., J. De Munck , Y. Yoshida , S. Inoue , M. Vargas , P. Vijay , K. Van Landuyt , P. Lambrechts , and G. Vanherle . 2003. Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Operative Dentistry 28 3:215–235. [Medline] [Google Scholar]

- (⁶⁹). Peumans, M. , P. Kanumilli , J. de Munck , K. van Landuyt , P. Lambrechts , and B. van Meerbeek . 2005. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dental Materials* 21 9:864–881. [Crossref] [Medline][Google Scholar]
- (⁷⁰). Carvalho, R. M. , J. S. Mendonça , S. L. Santiago , R. R. Silveira , F. C. Garcia , F. R. Tay , and D. H. Pashley . 2003. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of Dental Research* 82 8:597–601. [Crossref] [Google Scholar]
- (⁷¹). De Munck, J. , B. van Meerbeek , Y. Yoshida , S. Inoue , M. Vargas , K. Suzuki , P. Lambrechts , and G. Vanherle . 2003. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research* 82 2:136–140. [Crossref] [Medline][Google Scholar]
- (⁷²). Hashimoto, M. , H. Ohno , K. Endo , M. Kaga , H. Sano , and H. Oguchi . 2000. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: Demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dental Materials* 16 6:406–411. [Google Scholar]
- (⁷³). Van Meerbeek, B. , Y. Yoshida , J. Snauwaert , L. Hellems , P. Lambrechts , G. Vanherle , K. Wakasa , and D. H. Pashley . 1999. Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *The Journal of Adhesive Dentistry* 1 1:7–23. [Google Scholar]
- (⁷⁴). Ito, S. , F. R. Tay , M. Hashimoto , M. Yoshiyama , T. Saito , W. W. Brackett , J. L. Waller , and D. H. Pashley . 2005. Effects of multiple coating of two all-in-one adhesives on dentin bonding. *The Journal of Adhesive Dentistry* 7 2:133–141. [Google Scholar]
- (⁷⁵). Jacobsen, T. and K. J. Söderholm . 1995. Some effects of water on dentin bonding. *Dental Materials* 11 2:132–136. [Crossref][Medline] [Google Scholar]
- (⁷⁶). Zidan, O. , E. Asmussen , and K. D. Jörgensen . 1980. Correlation between tensile and bond strength of composite resin. *Scandinavian Journal of Dental Research* 88 4:348–351. [Google Scholar]
- (⁷⁷). Tay, F. R. , D. H. Pashley , C. K. Yiu , A. M. Sanares , and S. H. Wei . 2003. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesive and chemically cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etch adhesive. *The Journal of Adhesive Dentistry* 5 1:27–40. [Medline] [Google Scholar]
- (⁷⁸). Asmussen, E. and A. Peutzfeldt . 2005. Resin composites: Strength of the bond to dentin versus surface energy parameters. *Dental Materials* 21 11:1039–1043. [Crossref] [Google Scholar]
- (⁷⁹). Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inouse S, Vargas M, Vijay P, et al. Buoncore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003; 28(3):215-35.

- (⁸⁰). Naughton W, Latta M. Bond strength of composite to dentin using self etching adhesive systems. *Quintessence Int.* 2005;36:259–62. [PubMed]
- (⁸¹). Tay F, Pashley D, Suh B, Carvalho R, Itthagarun A. Single step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002;30:371–82. [PubMed]
- (⁸²). Kaaden, C. , J. M. Powers , K. H. Friedl , and G. Schmalz . 2002. Bond strength of self-etch adhesives to dental hard tissues. *Clinical Oral Investigations* 6 3:155–160. [Crossref] [Medline] [Google Scholar]
- (⁸³). Roh, B. D. and J. H. Chung . 2005. Micro-shear bond strength of five resin-based composites to dentin with five different dentin adhesives. *American Journal of Dentistry* 18 6:333–337. [Google Scholar]
- (⁸⁴). Tanumiharja, M. , M. F. Burrow , and M. J. Tyas . 2000. Microtensile bond strengths of seven adhesive systems. *Dental Materials* 16 3:180–187. [Google Scholar]
- (⁸⁵). Tay, F. R. and D. H. Pashley . 2001. Aggressiveness of contemporary self-etch systems I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials* 17 4:296–308. [Crossref] [Medline] [Google Scholar]
- (⁸⁶). Nakabayashi N, Pashley DH. *Che.3*, 1, 2. Tokyo: Quintessence publishing co Ltd; 1998. Hybridization of dental Tissues. [Google Scholar]
- (⁸⁷). Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inouse S, Vargas M, Vijay P, et al. Buoncore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28(3):215-35.
- (⁸⁸). Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996; 21(1):17-24.
- (⁸⁹). Prati C, Saponara Teutonico A, Breschi L, Marchionni S, Avarino L, Mazzotti G. Artificial marginal caries after the use of self etching and total etching bonding sistem. *J Dent Res.* 2002; 81:250.
- (⁹⁰). Frankenberger R, Franklin RT. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater.* 2005; 21:397-412.
- (⁹¹). Stefan Dacic et al. SEM analiza kvaliteta ivicnok pripoja kompozitnih ispuna za glek posle primene totalno nagrizableceg I samonagrizableceg adhezivnog sistema. *Srp Arh Celok Lek.* 2009 Sep-Okt; 137(9-10):475-481.
- (⁹²). Luo Y, Lo ECM, Wei SHY, Tay FR. Comparison of pulse activation vs conventional light curing on margi adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or a self-etch technique.

Dent Mater.2002; 18:36-48.

(⁹³). Dačić S. Ispitivanje otpornosti marginalne gleđi na kariogeni rastvor u zavisnosti od restaurativnih sistema kaviteta V klase [magistarska teza]. Niš: Univerzitet u Nišu; 2007.

(⁹⁴). Živković S, Petrović LJ, Todorović A. In vitro ispitivanje ivične mikropropustljivosti materijala u kaviteta II klase. Stom Glas S. 2001; 48:51-6.

(⁹⁵). Živković S, Bojović S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontics. 2001; 91:353-8.

(⁹⁶). Perdigao J, Geraldini S. Bonding characteristics of self etching adhesives to intact versus prepared enamel. J Esthet Rest Dent 2003; 15:32-4.

(⁹⁷). Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. Scanning Microsc. 1989; 3(1):147-59.

(⁹⁸). Donovan TE, Becker W, Brodine AH, Burgess JO, Cagna DR, Summitt JB. Annual review of selected dental literature: report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. J Prosth Dent. 2008; 2(100):110-41.

(⁹⁹). Kaneshiro AV, Imazato S, Ebisu S, Tanaka S, Tanaka Y, Sano H. Effects of a self-etching resin coating system to prevent demineralization of root surfaces. Dent Mater. 2008; 24:1420-7

(¹⁰⁰). Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. Oper Dent 1995;20:18-25.

(¹⁰¹). Rosales-Leal JI, de la Torre-Moreno FJ, Bravo M. Effect of pulp pressure on the micropermeability and sealing ability of etch and rinse and self- etching adhesives. Oper Dent 2007;32:242-50.

(¹⁰²). Haller B. Recent developments in dentin bonding. Am J Dent 2000;13:44-50.

(¹⁰³). Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. Biomaterials 2005;26:1035-42.

(¹⁰⁴). Osario R, Toledano M, De Leonardi G, Tay FR. Microleakage and interfacial morphology of self- etching adhesives in class V resin composite restorations. J Biomed Mater Res 2003;66B:399-409.

(¹⁰⁵). Tay FR, Pashley DH. Water treeing-a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. Am J Dent 2003;16:6-12.

(¹⁰⁶). Tay FR, Frankenberger R, Krejci I et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization I. In vivo evidens, J Dent 2004;32:611-21.

- (¹⁰⁷). Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*. 1996; 21(1):17-24.
- (¹⁰⁸). Živković S. Dentin adhezivna sredstva u stomatologiji. Beograd: Data status; 2007.
- (¹⁰⁹). Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, et al. A TEM study of Two water based adhesive systems bonded to Dry and Wet Dentin. *J Dent Res*. 1998;77:50–9. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹¹⁰). Monticelli F, Osorio R, Proemca J, Toledano N. Resistance to degradation of resin dentin bonds using a one step HEMA - free adhesive. *J Dent*. 2007;35:181–6. [PubMed]
- (¹¹¹). Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, Torii M, Russell R, McCabe J. Incorporation of antibacterial monomer MDPB into dentin primer. *J Dent Res*. 1997;76:768–72. [PubMed]
- (¹¹²). Kidd EAM (1976). Micro-leakage: a review. *J Dent* 4:199-206.
- (¹¹³). Pilo R, Ben-Amar A (1999). Comparison of micro-leakage for three one- bottle and three multiple-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 82:209-213.
- (¹¹⁴). Bouillaguet S, Duroux B, Ciucchi B, Sano H (2000). Ability of adhesive systems to seal dentin surfaces: an in vitro study. *J Adhes Dent* 2:201-208.
- (¹¹⁵). Grobler SR, Oberholzer TG, Rossouw RJ, Grobler-Rabie A, Van Wyk Kotze TJ (2000). Shear bond strength, micro-leakage, and confocal microscopy of 4 amalgam alloy bonding agents. *Quintessence Int* 31:501-508.
- (¹¹⁶). Hilton TJ (2002a). Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. *Am J Dent* 15:198-210.
- (¹¹⁷). Hilton TJ (2002b). Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *Am J Dent* 15:279-289.
- (¹¹⁸). Petrovic Lj, Stojanac I. Klinicki aspekti primena kompozitnih sistema u rekonstruktivnoj stomatologiji. Zbornik radova IV kongresa stomatologije Srbije I Crne Gore sa megunarodnim ucescem, Igalo 2004, str.36.
- (¹¹⁹). Taylor M, Lynch E. Microleakage-review. *J Dent* 1992;20:3-10.
- (¹²⁰). Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J, Lambrechts P et al. Microscopy investigations techniques, results, limitations. *Am J Dent* 2000;13:3D-18D.
- (¹²¹). Hamesfahr P, Huang CT. Microleakage and bond strength of resin restorations with various bonding agents. *Dent Mater* 1987;194-199.
- (¹²²). Agee KL, Pashley EL, Itthagarun A, Sano H, Tay FR, Pashley DH (2003). Submicron hiati in acid-etched dentin are artifacts of desiccation. *Dent Mater* 19:60-68.

- (¹²³). Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H (1994). Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent* 19:59-64.
- (¹²⁴). 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.
- (¹²⁵). 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.
- (¹²⁶). Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: A review. *J Dent Biomech* 2010. 2010.
- (¹²⁷). Van Ende, A et al.; 2013; Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavity bottom dentin. *Dent Mater*, Epub 2013 Dec 8.
- (¹²⁸). Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(8):977-985.
- (¹²⁹). 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.
- (¹³⁰). Gamarra VS, Borges GA, Junior LH, et al. Marginal adaptation and microleakage of a bulk-fill composite resin photopolymerized with different techniques. *Odontology*. 2017.
- (¹³¹). Manne Udaya Swapna et al. Comparing marginal microleakage of three Bulk Fill composites in Class II cavities using confocal microscope: An in vitro study. *J of Con Dent* Sep-Oct 2015 Vol18 Issue 5.
- (¹³²). Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 1990;6:45-50.
- (¹³³). Retief DH. Do adhesive prevent microleakage? *Int Dent J* 1994;44:19-26.
- (¹³⁴). Dauviller BS, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res* 2000;79:818-23.
- (¹³⁵). Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87:642-649.
- (¹³⁶). Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Brem M, Vannerle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 1992;Supplement 5:111-124.

- (¹³⁷). Bayne, S. C. , J. Y. Thompson , E. J. Swift , P. Stamatiades , and M. Wilkerson . 1998. A characterization of first-generation flowable composites. *Journal of the American Dental Association* 129 5:567–577. [Crossref] [Medline] [Google Scholar]
- (¹³⁸). Attar, N. , L. E. Tam , and D. McComb . 2003. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal of the Canadian Dental Association* 69 8:516–521. [Google Scholar]
- (¹³⁹). Bonilla, E. D. , M. Yashar , and A. A. Caputo. 2003. Fracture toughness of nine flowable resin composites. *Journal of Prosthetic Dentistry* 89 3:261–267. [Google Scholar]
- (¹⁴⁰). 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.
- (¹⁴¹). Mirosław Orłowski, Bożena Tarczydło and Renata Chalas. Evaluation of Marginal Integrity of Four Bulk-Fill Dental Composite Materials: In Vitro Study. *The Scientific World Journal* Vol 2015, Article ID 701262, 8 Pages.
- (¹⁴²). Krämer N, García-Godoy F, Reinelt C, Feilzer AJ, Frankenberger R. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. *Dent Mater.* 2011;27(5):455–464. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁴³). Van Dijken JW, Pallesen U. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: a 7-year evaluation. *Dent Mater.* 2011;27(2):150–156.[PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁴⁴). Dietschi D, Monasevic M, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of class II restorations after immediate or delayed composite placement. *J Dent.* 2002;30(5-6):259–269. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁴⁵). Tauböck TT, Jäger F, Attin T. Polymerization shrinkage and shrinkage force kinetics of high- and low-viscosity dimethacrylate- and ormocer-based bulk-fill resin composites. *Odontology.* 2018 doi: 10.1007/s10266-018-0369-y. Epub ahead of print. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
- (¹⁴⁶). Gonçalves F, Campos LM, Rodrigues-Júnior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, et al. A comparative study of bulk-fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. *Braz Oral Res.* 2018;32:e17. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁴⁷). Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42(5):575–581. [PubMed] [Google Scholar]

- (¹⁴⁸). Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDRTMtechnology. *Dent Mater.* 2011;27(4):348–355. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁴⁹). Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent.* 2012;40(6):500–505. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵⁰). Meereis CT, Münchow EA, Oliveira da Rosa WL, Silva AF, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: a systematic review and meta-analyses of composition strategies. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;82:268–281. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵¹). Kruly PC, Giannini M, Pascotto RC, Tokubo LM, Suga US, Marques AC, et al. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *PLoS One.* 2018;13(2):e0191942. [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵²). Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.* 2014;39(4):441–448. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵³). Kruly PC, Giannini M, Pascotto RC, Tokubo LM, Suga US, Marques AC, et al. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *PLoS One.* 2018;13(2):e0191942. [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵⁴). Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDRTMtechnology. *Dent Mater.* 2011;27(4):348–355. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵⁵). Meereis CT, Münchow EA, Oliveira da Rosa WL, Silva AF, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: a systematic review and meta-analyses of composition strategies. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;82:268–281. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵⁶). Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31:10–15. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵⁷). Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):227–235. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁵⁸). Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent.* (¹³⁴). 2015;43(4):430–439. [PubMed] [Google Scholar]

- (¹⁵⁹). Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent*. 2015;40(2):172–180. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁶⁰). El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent*. 2014;39(4):374–382. [PubMed] [Google Scholar]
- (¹⁶¹). G. Abbas, G. J. P. Fleming, E. Harrington, A. C. C. Shortall, and F. J. T. Burke, “Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments,” *Journal of Dentistry*, vol. 31, no. 6, pp. 437–444, 2003.
- (¹⁶²). M. Federlin, B. Thonemann, K.-A. Hiller, C. Fertig, and G. Schmalz, “Microleakage in class II composite resin restorations: application of a clearing protocol,” *Clinical Oral Investigations*, vol. 6, no. 2, pp. 84–91, 2002.
- (¹⁶³). A. Skąłeczka-Sądel and W. Grzebieluch, “The marginal sealing of class II composite resin restoration located in enamel— evaluation in vitro,” *Dental and Medical Problems*, vol. 49, no. 4, pp. 502–509, 2012.
- (¹⁶⁴). J. Park, J. Chang, J. Ferracane, and I. B. Lee, “How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?” *Dental Materials*, vol. 24, no. 11, pp. 1501–1505, 2008.
- (¹⁶⁵). A. L. C. Jorge and M. A. M. de Araújo, “Influence of cavity preparation and curing method on the marginal seal of resin composite restorations: an in vitro evaluation,” *Quintessence International*, vol. 38, no. 3, pp. e176–e182, 2007.
- (¹⁶⁶). Skąłeczka-Sądel and W. Grzebieluch, “The marginal sealing of class II composite resin restoration located in cementum—in vitro evaluation,” *Dental and Medical Problems*, vol. 49, no. 1, pp. 28–34, 2012.
- (¹⁶⁷). Van Ende, J. de Munck, K. L. van Landuyt, A. Poitevin, M. Peumans, and B. van Meerbeek, “Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin,” *Dental Materials*, vol. 29, no. 3, pp. 269–277, 2013.
- (¹⁶⁸). Bouillaguet, B. Ciucchi, T. Jacoby, J. C. Wataha, and D. Pashley, “Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro,” *Dental Materials*, vol. 17, no. 4, pp. 316–321, 2001.
- (¹⁶⁹). Atabek Didem et al. Comparative Mechanical Properties of Bulk- Fill RESINS. *Open Journal of Composite Materials*, 2014, 4, 117-121.
- (¹⁷⁰). Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli, R. and Barone, A.C. (2011) Surface Morphology and Mechanical Properties of New-Generation Flowable Resin

Composites for Dental Restoration. *Dental Materials*, **27**,1221-1228.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.08.596>

(¹⁷¹). Roggendorf, M.J., Krämer, N., Appelt, A., Naumann, M. and Frankenberger, R. (2011) Marginal Quality of Flowable 4-mm Base vs. Conventionally Layered Resin Composite. *Journal of Dentistry*, **39**, 643-647. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2011.07.004>

(¹⁷²). Ilie, N. and Hickel, R. (2009) Investigations on Mechanical Behaviour of Dental Composites. *Clinical Oral Investigations*, **13**, 427-438. <http://dx.doi.org/10.1007/s00784-009-0258-4>

(¹⁷³). Burgess, J. and Cakir, D. (2010) Comparative Properties of Low-Shrinkage Composite Resins. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **31**, 10-15.

(¹⁷⁴). Czasch P. and Ilie, N. (2012) *In Vitro* Comparison of Mechanical Properties and Degree of Cure of Bulk Fill Composites. *Clinical Oral Investigations*, **17**, 227-235.

(¹⁷⁵). Ilie, N. and Hickel, R. (2011) Investigations on a Methacrylate-Based Flowable Composite Based on the SDR™ Technology. *Dental Materials*, **27**, 348-355.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.014>

(¹⁷⁶). Rosatto CM, Bicalho A A, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent*. 2015;43(12):1519-28. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.09.007>

(¹⁷⁷). Mantri SP, Mantri SS. Management of shrinkage stresses in direct restorative light-cured composites: a review. *J Esthet Restor Dent*. 2013;25(5):305-13.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12047>

(¹⁷⁸). Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental filling technique and composite material. Part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Oper Dent* 2014 Mar-Apr;39(2): E71-E82.

(¹⁷⁹). Bicalho AA, Valdívia AD, Barreto BC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Incremental filling technique and composite material. Part II: shrinkage and shrinkage stresses. *Oper Dent* 2014 Mar-Apr;39(2):E83-E92.

(¹⁸⁰). Mantri SP, Mantri SS. Management of shrinkage stresses in direct restorative light-cured composites: a review. *J Esthet Restor Dent* 2013 Oct;25(5):305-313.

(¹⁸¹). Faria-e-Silva A, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cure resin cements. *Oper Dent* 2011 Mar-Apr;36(2):196-204.

(¹⁸²). Kapoor N, Bahuguna N, Anand S. Influence of composite insertion technique on gap formation. J Conserv Dent 2016 Jan;19 (1):77-81.

(¹⁸³). Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. J Contemp Dent Pract 2006 Sept;7(4):79-88.

(¹⁸⁴). Sesemann MR. Placing a bulk fill composite to achieve predictable and esthetic posterior restorations. Oral Health J 2012 Apr;43-48.

(¹⁸⁵). De Jesus Tavares RR, Almeida Júnior LJDS, Guará TCG, Ribeiro IS, Maia Filho EM, Firozmand LM. Shear bond strength of different surface treatments in bulk fill, micro-hybrid, and nanoparticle repair resins. CI in Cosmet Invest Dent 2017 Jul;9:61-66.

(¹⁸⁶). Hiraishi N, Breschi L, Prati C, Ferrai M, Tagami J, King N. Technique sensitivity associated with air drying of HEMA-free, single bottle, one step self etch adhesive. Dent Mater. 2007;23:498–505. [PubMed]

(¹⁸⁷). Vidhawan SA1, Yap AU2, Ornaghi BP3, Banas A4, Banas K4, Neo JC1, Pfeifer CS5, Rosa V6. Fatigue stipulation of bulk-fill composites: An in vitro appraisal. Dent Mater. 2015 Sep;31(9):1068-74.

(¹⁸⁸). Sensi LG, Lopes GC, Monterio S, Baratieri LN, Vieira LC. Dentin bond strength of self-etching primers-adhesives. Oper Dent. 2005;30:63–8. [PubMed]

(¹⁸⁹). Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentine using conventional, one step and self etching adhesive systems. J Dent. 2001;29:55–61. [PubMed]

(¹⁹⁰). Chuang S, Chang L, Chang C, Yaman P, Liu J. Influence of enamel wetness on composite restorations using various dentin bonding agents: Part 2 - effects on shear Bond strength. J Dent. 2006;34:352–61.[PubMed]

(¹⁹¹). Kerby RE, Knobloch LA, Clelland N, Lilley H, Seghi R. Microtensile bond strengths of one-step and self-etching adhesive systems. Oper Dent. 2005;30:195–200. [PubMed]

(¹⁹²). Senawongse P, Sattabanasuk V, Shinada Y, Otsuki M, Tagami J. Bond strengths of current adhesive systems on intact and ground enamel. J Esthet Restor Dent. 2004;16:107–16. [PubMed]

(¹⁹³). 201. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. Dent Mater 2007;23:579-85.

- (¹⁹⁴). Braga RR, Boaro LCC, Kuroe T, Azevedo CLN, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and C factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater* 2005;22(9):818-823.
- (¹⁹⁵). Hakan C, Ertugrul E, Mehmet M. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. *Eur J Dent* 2016; 10(1): 40–45
- (¹⁹⁶). 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
- (¹⁹⁷). Živković S, Vujašković M, Pap K, Grga Đ, Lukić A, Teodorović N. *Osnovi restaurativne stomatologije*. Beograd: Data status; 2009
- (¹⁹⁸). 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.
- (¹⁹⁹). 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.
- (²⁰⁰). Garoushi S, Sailynoja 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.
- (²⁰¹). Deligeorgi V, Mjor IA, & Wilson NH (2001) An overview of reasons for the placement and replacement of restorations *Primary Dental Care* 8(1) 5-11.
- (²⁰²). Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, & Van Meerbeek B (2005) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials *Dental Materials* 21(9) 864-881.
- (²⁰³). Bhat C, Mjor IA, & Retnakumari N (2010) Sealing ability of newer generation bonding agents in primary teeth—An in vivo study *International Journal of Clinical Dental Science* 8(1) 5-11.
- (²⁰⁴). Mali P, Deshpande S, & Singh A (2006) Microleakage of restorative materials: An in vitro study *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 24(1) 15-18.
- (²⁰⁵). Manhart J, Chen H, Hamm G, & Hickel R (2004) Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition *Operative Dentistry* 29(5) 481-508.

- (²⁰⁶). Mjor IA, & Toffenetti F (2000) Secondary caries: A literature review with case reports Quintessence International 31(3) 165-179.
- (²⁰⁷). Eden E, Topaloglu-Ak A, Cuijpers V, & Frencken JE (2008) Micro-CT for measuring marginal leakage of Class II resin composite restorations in primary molars prepared in vivo American Journal of Dentistry 21(6) 393-397.
- (²⁰⁸). A. Peutzfeldt and E. Asmussen, "Determinants of in vitro gap formation of resin composites," Journal of Dentistry, vol. 32, no.2, pp. 109–115, 2004.
- (²⁰⁹). S.-F. Chuang, Y.-T. Jin, T.-S. Lin, C.-H. Chang, and F. Garc'ia- Godoy, "Effects of lining materials on microleakage and internal voids of Class II resin-based composite restorations," American Journal of Dentistry, vol. 16, no. 2, pp. 84–90, 2003.
- (²¹⁰). R. C. Alonso, M. A. Sinhoreti, L. Correr Sobrinho, S. Consani, and M. F. Goes, "Effect of resin liners on the microleakage of class V dental composite restorations," Journal of Applied Oral Science, vol. 12, no. 1, pp. 56–61, 2004.
- (²¹¹). C. P. Ernst, G. Cortain, M. Spohn, G. Rippin, and B. Willershausen, "Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites," Dental Materials, vol. 18, no. 4, pp. 351–358, 2002.
- (²¹²). A. L. C. Jorge and M. A. M. de Araujo, "Influence of cavity preparation and curing method on the marginal seal of resin composite restorations: an in vitro evaluation," Quintessence International, vol. 38, no. 3, pp. e176–e182, 2007.
- (²¹³). L. Giachetti, D. S. Russo, C. Bambi, and R. Grandini, "A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations," Journal of Contemporary Dental Practice, vol. 7, no. 4, pp. 79–88, 2006.
- (²¹⁴). A. F. Reis, M. Giannini, G. M. B. Ambrosano, and D. C. N. Chan, "The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities," Journal of Dentistry, vol. 31, no. 1, pp. 59–66, 2003.
- (²¹⁵). Shenoy A. Is it the end of the road for dental amalgam? A critical review. J Conserv Dent 2008 Jul;11(3):99-107.
- (²¹⁶). Agarwal RS, Hiremath H, Agarwal J, Garg A. Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer bulk fill composites: an in vitro study. J Conserv Dent 2015 JanFeb;18(1):56-61
- (²¹⁷). El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin composites intended for bulk-fill placement. Dent Mater 2012 Aug;28(8):928-935.

- (²¹⁸). Dentsply SDR fact file. Available from: www.surefilstrflow.com/product-overview/composite-resin-chemistry.
- (²¹⁹). Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, & Dejous J (2001) Reliability of in vitro microleakage tests: A literature review Journal of Adhesive Dentistry 3(4)295-308.
- (²²⁰). Amarante de Camargo DA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, de Sousa Neto MD, & Consani S (2006) Influence of the methodology and evaluation criteria on determining microleakage in dentin-restorative interfaces Clinical Oral Investigations 10(4) 317-323.
- (²²¹). Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. J Prosthet Dentist 1985;53:50-3. [PUBMED]
- (²²²). Kanca Jr III. The effect of microleakage of four dentin-enamel bonding systems. Quint Int 1989;20:359-61.
- (²²³). Erdilek Necdet, Ferit Ozata, Figen Sepetcioglu. Microleakage of glass ionomer cement, composite resin and glass ionomer resin cement. J Clin Pediatr Dentist 1997;21:311-4.
- (²²⁴). Bharath M, Sahadev C, Sandeep R, Sajin M, Nisha K, Manjula CG. Influence of Composite Insertion Techniques (Bulk-fill and Incremental Nanofilled Composites) on Adaptability to the Pulpal Floor and Interfacial Gap Formation. International Journal of Preventive and Clinical Dental Research, July-September 2017;4(3):225-231
- (²²⁵). A. Ben-Amar, H. Slutzky, and S. Matalon, "The influence of 2 condensation techniques on the marginal seal of packable resin composite restorations," Quintessence International, vol. 38, no.5, pp. 423–428, 2007.
- (²²⁶). Goncalves F, Pfeifer CCS, Stranbury JW, Newman SM, Braga RR. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. Dent Mater 2010;26:697-703.
- (²²⁷). Craner NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. J Dent Res 2011;90:402-16.
- (²²⁸). Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dent Mater 2005;21:962-70.
- (²²⁹). Sideridov I, Tsezki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomater 2002;23(8)1819-1829.
- (²³⁰). Mirosław Orłowski, Bożena Tarczydło, and Renata Chalas. Evaluation of Marginal Integrity of Four Bulk-Fill Dental Composite Materials: In Vitro Study. Scientific World Journal Volume 2015, Article ID 701262, 8 pages <http://dx.doi.org/10.1155/2015/701262>

- (²³¹). A. Skatecka-Sadel and W. Grzebieluch, “The marginal sealing of class II composite resin restoration located in enamel— evaluation in vitro,” *Dental and Medical Problems*, vol. 49, no.4, pp. 502–509, 2012.
- (²³²). J. Park, J. Chang, J. Ferracane, and I. B. Lee, “How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?” *Dental Materials*, vol. 24, no. 11, pp. 1501–1505, 2008.
- (²³³). A. L. C. Jorge and M. A. M. de Araujo, “Influence of cavity preparation and curing method on the marginal seal of resin composite restorations: an in vitro evaluation,” *Quintessence International*, vol. 38, no. 3, pp. e176–e182, 2007.
- (²³⁴). A. Van Ende, J. de Munck, K. L. van Landuyt, A. Poitevin, M. Peumans, and B. van Meerbeek, “Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin,” *Dental Materials*, vol. 29, no. 3, pp. 269–277, 2013.
- (²³⁵). S. Bouillaguet, B. Ciucchi, T. Jacoby, J. C. Wataha, and D. Pashley, “Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro,” *Dental Materials*, vol. 17, no. 4, pp. 316–321, 2001.
- (²³⁶). A. Peutzfeldt and E. Asmussen, “Determinants of in vitro gap formation of resin composites,” *Journal of Dentistry*, vol. 32, no.2, pp. 109–115, 2004.
- (²³⁷). N. Ilie and R. Hickel, “Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology,” *Dental Materials*, vol. 27, no. 4, pp. 348–355, 2011.
- (²³⁸). Crim GA, Chapman KW. Effect of placement techniques on microleakage of a dentin-bonded composite resin. *Quintessence Int.* 1986 Jan;17(1):21-4.

Микропропустливоста и јачината на врската кај композитните материјали со примена на различни техники на апликација
