

**Универзитет “Свети Кирил и Методиј”
Стоматолошки факултет
Клиника за болести на забите и ендодонтот**

Вера Стојановска

**УЛТРАСТРУКТУРНА И ФИЗИЧКА ПРОЦЕНА НА СИЛАТА
НА ВРЗУВАЊЕ ПОМЕЃУ АТХЕЗИВНИТЕ ПОВРШНИ НА
ТВРДИТЕ ЗАБНИ ТКИВА И КОМПОЗИТИТЕ ПРИ
УПОТРЕБА НА ЗАШТИТНИ ПОДЛОГИ**

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

Ментор: Проф. Д-р Мирослава Стевановиќ

Скопје 2011

СЕКОЈА ДОБРА ПРАКСА СЕ ТЕМЕЛИ НА ДОБРА ТЕОРИЈА

ЛЕОНАРДО ДА ВИНЧИ

.....Можеби понекогаш одоштреба да подзастане и да види каде
шоа во негово човекоштво патува. Штогаш заставањето е неизбежно од
мислата за целта скрпува. Но само за момент, само за еден,
единствен момент во кој се случува себезагледувањето и кој
исклучува каква било поврзаност со реално доживување на
категоријата време.

И можеби, штогаш, човекоштво не препознае дека треба да го направи
коначното патување низ сето она што во години назад било
предмет на неговото истражување и интерес. Коначната
прошетка на совестеното јас по постојаната патека на
знаењето, по примарната цел на дивитието што се обидува да го
осмисли својот професионален ангажман, коначната прошетка
низ странициите на мојот докторски труд.

А на самиот почеток зайимувал искрена Благодарност кон
Проф. д-р Дујка Матовска за нејзините човечки зборови,
моралната поддршка и професионалната заложба да се реализира
свој труд.

Му се вратив на трудот со конечен чекор, со чекорот кој
можеше да се почувствува себеси на ова сакано патување.
Повторно затекорив по неговите страници, се движев со лесна
насмевка на несигурна среќа, со сериозноста на мислата која
разбира, толкува, осознава, со колевливоста на мислата која
проверува. Коначно ја цртал финалната слика на неговото лице.
А во редовите се пронаоѓав себеси во потрагата што го потврдува
знаењето на оној кој учи и оној кој учи од другите, на оној кој ме
учеше мене. То препознав лицето на мојот ментор Проф. д-р
Мирослава Стевановиќ, лице кој ја затекори патеката на
мојот докторски труд и го постави темелот, а града ми ја
остави мене. Ја гледав, ја уривав, ја президував, ама секогаш знаев
да не беше темелот, ни домот не ќе се случеше. Оттука, сега кога
домот е во мои раце признавам отворено гостопримство во
неговата топлина. И уште нешто, Благодарност и постојано
каиче за наврат на Проф. д-р Мирослава Стевановиќ во него.
Секогаш кога ќе посака, секогаш кога ќе се сетим на тоа дека оној кој
учи копипирирано остава луѓе зад себе што успеале да научат
знаење, и нешто друго.

И сега, повторно, нов момент во застапаниот од низ редовитите на шрудот. Во нив уште една шрага на друг човек, на оној кој зад себе го остави ликот на шаткошто. На оној што приоѓа како да си мисла на неговата мисла, душа на неговата душа, ликот на Проф. д-р Стојанчо Стојмановски од Машинскиот факултет во Скопје. Повторно ново признание за потврдена Благодарност за него, за личната способност да ги следи скриените желби на мојот шруд и да ги реализира технички, како конечна потврда на материјалниот облик во рацете на јавното мислење.

Доаѓам некаде пред самиот крај на одот низ испишаниите редови на шрудот. Пред него испрчува насмевката и подадени раце на новиот човек, на енергијата која ја подава помошта и тогаш кога чувствуваши срам да ја побараши, но таа ја препознава непобарано. Оти, ги сака луѓето независно што ги сака дројкиите во кои тие можат да се вообличат. А, јас сега велам: Некои нешта нема да бидат онакви какви што се без присуство на некои луѓе во нив. Овој шруд на мене да биде ова што е, ако во него не се потврди алтруистичката позиција на Проф. д-р Катерина Манова од УЗУС.

Еве го и крајот на шрудот. Конечно застапат во неконечното. А во него стои врадена сликата на семејството. На моето Семејство.

На ЗОРАН, кој е тука секогаш да потврди дека постојам, на човекош кој и тогаш кога знам дека ми недостасува, на човекош кој покажува љубов што постојано разбира; на ЕЛЕНА во која верувам дека секојдневно продолжувам да живеам, да постојам, да имам смисла; на УВЕЖАН кој ме потсетува дека мојот живот е неговиот живот, и дека е постојан поглед на мојата среќа; на сите кои ги препознавам како семејство.

Сликата на семејството и Јас во него. Докторскиот шруд има смисла. Се губи сликата на шрод без патници, оној кој можеби некаде ќе стаса, но никогаш нема да израдува.

Еве го последниот ред на шрудот. Конечно застан во бесконечното.....

Содржина

Вовед	1
Преглед на литература	3
Атхезија за емајл	4
Атхезија за дентин	5
Клиничко значење на дентин атхезивните системи	8
Атхезивни системи	10
Хибриден слој	11
Композитни полнења и микропроток	13
Својства на композитите	18
Заштитни подлоги	21
А. Подлоги на база на калциум хидроксид	23
а. Калциум хидроксид	23
Б. Подлоги на база на глас јономери	24
а. Глас јономер цемент	24
б. Модифицирани глас јономер цемента	28
В. Заштитни подлоги и микропроток	30
Цел на трудот	33
Материјал и методи	35
Лабораториски испитувања	42
Испитување на ултраструктурните промени во емајлот и дентинот со СЕМ	45
Резултати	48
Споредбена анализа на резултатите	58
Резултати од испитувања со СЕМ	63
Дискусија	74
Заклучоци	89
Референци	94

Кратка содржина

Современиот тренд во реставративната стоматологија, несомнено го наметнува фактот на користење не само на материјали за трајна реставрација туку и на соодветни атхезивни средства. Без оглед на вредноста и разновидноста на материјалите за трајна реставрација, сеуште не постои материјал кој во потполност одговара на хемиските, физичките и биолошките особености на тврдите забни ткива, материјал кој би бил адекватна замена за природните тврди ткива на хуманите заби.

Со цел да се постигне задоволителна атхезија помеѓу тврдите забни ткива и композитните полнења, произведени и усовршени се голем број на нови атхезивни системи. Овие материјали при нивна соодветна примена, според пропозициите на производителите, постигнуваат максимална сила на атхезија и не влијаат штетно на пулпо-дентинскиот комплекс. Сепак постои минимален токсичен ефект на пулпата. Поради истото, при препаратацијата на длабоките кавитетите, се препорачува свежата дентинска рана да се заштити со подлога. Поставувањето на подлога пред апликацијата на реставративниот материјал овозможува залечување на пулпата, заштитителувајќи ја од термички шок, механичка траума, токсични реагенси од реставративните материјали, галвански шок и микропроток.

Мануфактурните пропозиции за композитните материјали, препорачуваат поставување на заштитна подлога на дното на подлабоките кавитети. Во литературата се сретнуваат различни термини за материјалите кои се поставуваат под атхезивните системи (киселина, атхезив и композит) како: лајнери, бази, цементи, подлоги итн.

Скоро секој производител на композитни материјали, при препаратација на длабоки кавитети и покрај употребата на соодветни атхезивни системи, неопходно препорачува подлоги на база на калциум хидроксид или глас јономер цемент.

Препаратите на база на калциум хидроксид со своето биолошкото дејство имаат антиминобен ефект и индицираат создавање на тврди ткива, преку ослободување на хидроксилни јони. Создавањето на тврди забни супстанции е особина на одонтобластичните клетките од пулпата, независно

од калциум хидроксидот кој во овој случај е биолошка дразба за одонтобластите. Со своите карактеристики не влијае штетно на полимеризацијата на материјалите кои содржат bis-GMA, па затоа е погоден за поставување под композитните полнења. Калциум хидроксидот атхерира за дентинот со слаби van der Waals – ови сили, за кои се смета дека немаат атхезивен капацитет. Светлосно полимеризирачкиот калциум хидроксид поседува добри физички својства и има редуцирана растворливост. Овој препарат во вид на терапевска паста се употребува кај длабоките кавитети, за прекривање на дентинот, со пролонгирано дејство.

Истражувањата за глас јономерите покажуваат дека тие се високо биокompatibilни материјали т.е. дека тие може да се постават во кавитет без заштитна подлога или сами да служат како подлога. Анализата за влијанието врз пулпалното ткиво ни потврдува низок степен на иритација кое се објаснува со брзото зголемување на рН до неутрална вредност. Воедно високата молекулска тежина на овој полимер ја оневозможува дифузијата низ дентинските каналчиња. Заедно со придобивките од атхезијата и ослободувањето на флуор ги прави идеални материјали за реставрација на кавитетите. Покрај ова, докажана е и нивната улога во стимулација на процесот на реминерализацијата.

Со цел да се забрза врзувањето како и да се подобрат механичките особини на глас јономерите, почнале да се произведуваат смолно-модифицирачките или хибридни глас јономери кои претставуваат комбинација од глас јономери и органски смоли. Во почетокот тие се користеле само како заштитни подлоги под композитните реставрации, а подоцна им се прошириле индикациите за: залевање фисури, кај отворени и затворени сендвич техники, за прекривање на одредени дефекти, при atraumatска реставративна техника - ART, за цементирање на фиксни надокнади, инлеи, елементи за ортодонтски апарат, како и за дефинитивни полнења на коренските канали. Смолно-модифицирачките глас јономери слично на конвенционалните глас јономери атхерираат за емајлот и дентинот, но дискутабилно е колку тие се биокompatibilни. Содржината од ХЕМА може да пенетрира кон пулпата и да предизвика нејзино оштетување, или постоперативна хиперсензитивност.

Според истражувањата на допирната површина помеѓу тврдите забни ткива и цементите, се укажува на фактот дека атхезивниот механизам кај смолно модифицираните глас јономери е сличен како кај конвенционалните. Се смета дека врската на глас јономерите со тврдите забни ткива е комбинација помеѓу микромеханичка ретенција и хемиска атхезија. Воедно се формира хибридниот слој кој не е ексклузивна карактеристика само на дентин атхезивните системи, туку сличен слој се развива и со деминерализација и јонска размена помеѓу тврдите забни ткива и глас јономерните цемента. При употребата на глас јономерните цемента во сендвич реставрациите се формира интермедиерен спојувачки слој, со кој се редуцираат одредени клинички проблеми, како појавата на секундарен кариес и микропротокот.

Покрај усовршувањето на атхезивните материјали и системи, сепак постои еден голем недостаток - маргиналната адаптација. Кај директните композитни реставрации со полимеризационото контрахирање се појавува микропроток, резултат на дефицитарна маргинална ивица. Индиректните композитни полнења, под кои се поставуваат подлоги, треба од една страна да обезбедат заштита на пулпата, а од друга страна долготрајност на реставрациите во усната празнина. Појавата на дефицитарен континуитет на маргиналната ивица, не само под подлогата, туку и под композитната маса може да резултира со микропроток, појава на кариес како и редуцирање на атхезивната врска. Композитите кои се најчести клинички реставрации се асоцирани со секундарен кариес, дисколорации, ретенција на плак, бактериска пенетрација и редуцирање на атхезивната врска. Поради ова се појавува индикација за замена на реставрациите со нови, а со тек на времето можна е и афекција на пулпното ткиво.

Како најсоодветни и најчесто користени заштитни подлоги кои се препорачуваат и поставуваат се калциум хидроксидот или глас-јономерните цемента, за кои се смета дека би влијаеле стимулативно на пулпата, но би можеле да ја редуцираат атхезивната површина. На овој начин би се редуцирала јачината на атхезивната врска, која би се пресметала преку одредување на напонот на смолкнување. Недостатокот од интегритет на маргиналната област кај подлогите поставени на дното од длабоките

кавитети, може значително да влијае на стабилноста на композитните реставрации.

Целта на оваа докторска дисертација е:

➤ да ја пресметаме адхезивната сила помеѓу тврдите забни ткива и композитните системи кај длабоко обтурирани кавитети:

- без заштитни подлоги
- со заштитни подлоги

➤ да ја детерминираме ултраструктурата на адхезивните допирни површини кај композитно обтурирани длабоките кавитети:

- без заштитни подлоги
- со заштитни подлоги

Во рамките на експериментални испитувања беа евалуирани 180 екстрахирани некариозни, интактни моларни заби, (екстрахирани од ортодонтски причини или импактираност). Пред изведување на експериментот примероците ги препариравме напречно, со дијаматски борер и турбина со водено ладење, со цел да добиеме рамна емајлова површина за спојување. Потоа во секој заб, прво со дијаматски борер и турбина со водено ладење, а потоа со колењак со челичен борер, во дентиот, препариравме по еден подлабок кавитет од I кл.

Овие длабоки кавитети, со емајлови и дентински ѕидови, ги обтуриравме со комплетен адхезивен систем на три различни начини:

1. Првата група на заби со длабоко препарирани кавитети ги обтуриравме со комплетен адхезивен систем: 37% H_3PO_4 , адхезив - Excite и композит - Tetric Ceram, без да поставиме заштитна подлога.
2. Во втората група заби, на дното на длабоките кавитети поставивме два вида на подлоги на база на калциум хидроксид: Dycal - хемиски полимеризирчка и Dycal LC - светлосно полимеризирчка.
3. Кај третата група како подлоги, на дното од длабоките кавитети, поставивме два вида на глас јономер цемент: Fuji IX - конвенционален и Fuji II LC - смолно модифициран.

Забните примероци од втората и третата група, исто така, ги обтуриравме со комплетен адхезивен систем: 37% H_3PO_4 , адхезив - Excite и композит - Tetric Ceram.

Добиените резултати при раскинување на примероците, за добиените напони на смолкнување, ја детерминираа јачината на атхезивната врска кај сите три групи забни примероци.

Добиените вредности за јачината на атхезивната врска, добиена преку одредување на напонот на смолкнување, кај длабоки кавитети obtурирани со атхезивниот систем (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram), е поголема од јачините на атхезивните врски кај длабоките кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид и глас јономер цемент и obtурирани со комплетен атхезивен систем.

Со направената компаративната анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети obtурирани со комплетен атхезивен систем и средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од два вида на подлоги на база на калциум хидроксид и двата вида глас јономер цемент, obtурирани со комплетен атхезивен систем, добивме висока сигнификантност за $p < 0,001$. Споредбата на средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од двата вида на калциум хидроксид, со средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од двата вида на глас јономер цемент, покажа висока статистичка сигнификантност. Единствено, направената компаративна анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид - хемиски полимеризирачка и средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од конвенционален глас јономер, obtурирани со комплетен атхезивен систем, добивме сигнификантна разлика од $0,01 < p < 0,05$, која не е толку висока како кај останатите компаративни анализи.

Со скенинг електронски микроскоп на 30 забни примероци поделени во три групи ја анализиравме маргиналната адаптација на дното на длабоко obtурираните кавитети.

Првата група на заби со длабоко препарирани кавитети ги obtуриравме со комплетен атхезивен систем: 37% H_3PO_4 , атхезив - Excite и композит-TetricCeram, без да поставиме заштитна подлога. Ултраструктурната анализа со СЕМ, кај набљудуваните забни препарати помеѓу емајлот и комплетниот атхезивен систем покажа континуиран припој и отсуство на маргинални

процеси. На СЕМ фотографиите, на дното на длабоките кавитети, немаше појава на микропростори помеѓу дентинот и комплетниот атхезивен систем. Поврзувачкиот слој беше континуиран, со формиран хибриден слој, во деминерализираниот дентин, со инфилтрацијата на смолести траки и акцесорни гранки во деминерализираниот дентин. Појавата на непрекинат хибриден слој и смолестите траки ја потврдува одличната адаптација на комплетниот атхезивен систем врз тврдите забни ткива.

Кај втората група на забни примероци на дното на длабоките кавитети поставивме два вида на подлоги на база на калциум хидроксид: Dycal - хемиски полимеризирчка и Dycal LC - светлосно полимеризирчка. Додека кај третата група, како подлоги, на дното од длабоките кавитети поставивме два вида на глас јономер цемент: Fuji IX - конвенционален и Fuji II LC - смолно модифициран. Забните примероци од втората и третата група исто така ги обтуриравме со комплетен атхезивен систем: 37% H_3PO_4 , атхезив - Excite и композит - Tetric Ceram.

На дното на длабоките кавитети каде поставивме различни видови на подлоги забележавме поголем број на микропростори, помеѓу дентинот, подлогите и атхезивниот систем. Со ултраструктурна анализа направена на СЕМ фотографиите, кај длабоките кавитети со поставени заштитни подлоги се покажа дека поврзувачкиот слој беше послаб во споредба со длабоките кавитети без заштитни подлоги. На СЕМ фотографиите каде ја анализиравме подлогата од хемиски полимеризирачкиот Dycal, забележавме нехомогеност и растресита структура на подлогата со голем број на микропростори на допирната површина со дентинот и атхезивниот систем и тенденција на отворени рабови кон атхезивниот систем и дентинското дно.

Кога направивме ултраструктурна анализа, на дното на длабоките кавитети, каде имаше подлогата од светлосно полимеризирачкиот Dycal LC, забележавме дисконтинуирана маргинална адаптација кон дентинот со атхезивен тип на одвојување. Поврзувачкиот слој кон атхезивниот систем беше подобар.

Ултраструктурна анализа направена на СЕМ фотографиите, кај длабоките кавитети со поставена подлога од конвенционален глас јономер Fuji IX, покажа дисконтинуитет на целиот поврзувачки слој. Кај подлогата

забележавме атхезивен тип на одвојување од дентинското дно и атхезивниот систем.

На СЕМ фотографиите каде на дното на длабоките кавитети имаше поставено подлога од смолно модифициран глас јономер Fuji II LC, се забележа нецелесно атхерирање на подлогата врз дентинското дно. На дното од длабоките кавитети имаше делумно формиран хибриден слој, со недоволна пенетрација на атхезивната смола во деминерализираните дентински тубули. Атхезивната врска формирана помеѓу дентинот и атхезивниот систем беше слаба или раскината.

Клучни зборови: емајл, дентин, атхезив, композит, глас-јономер цемент, калциум хидроксид, смолести траки, хибриден слој, маргинална адаптација

Abstract

The modern restorative dentistry confirms fact of use of the adequate adhesive materials, not only the materials for permanent restoration. Although the modern materials for the permanent restoration are different in quality, still there is no material which is completely suitable for the hard dental tissue, and adequate replacement for the human teeth

In order to achieve satisfactory adhesion between the hard dental tissues and the composite fillings, at the market there is many different and improved new adhesive systems. If this materials are used adequate, according manufacturer propositions, are technically capable to achieve maximal shear bond strength, without adverse harmful effects of the pulp-dental complex.

Although composites have insignificant toxic effects, protective base layer is necessary, especially for the deep cavities. Applying of the base, before restoration, allows to heal the pulp from thermal and mechanical trauma, toxic agents from restorative materials, galvanic shock and micro-leakage. Also mostly manufacturers recommend applying of the base layer for deep cavities. Most frequently this materials are calcium hydroxide, or glass ionomer cement based.

The calcium based materials have biological and antimicrobial effects because indicate creating of the hard tissues via hydroxide ions discharge.

Creating hard dental tissue is regarding to the odontoblastic cells in the pulp. That can also be made by calcium hydroxide effect of stimulation. With it's characteristics it doesn't affect on the process of curing on the materials that have bis-GMA resins. That is why it can be placed suitable under the composite materials. The calcium hydroxide can adherent the dentin with weak van der - Waals forces, that are considered having very low bonding capacities. The light curing calcium hydroxide has excellent physical abilities and a very low dissolution. This material comes as a dental paste and it is used in deep cavities, for longer covering of the dentin.

The evidence based articles for glass ionomer showed that they are high compatible materials; as a restorative filling materials they can be used either alone or with other materials. It is now believed that they don't have any toxic effects on the pulp. The ionomers accelerates creating more base environment (lowers pH). It's high molecule weight enables diffusion through dentin tubules. With it's great bonding force and

realising fluoride, this material is considered to be ideal for cavities restoration. Besides it has a great role in the stimulating of the process of re-mineralization.

In order to accelerate bonding and creating better mechanical characteristics of glass ionomers, resin modified and hybrid glass ionomers started to produce. They were created as a combination of glass ionomers and organic resin. In the beginning they were used only as a covering for dentin, under composite fillings, but later dentists started to use them for fissure sealing, open and closed sandwich techniques, covering teeth defects, non traumatic restoration techniques, to bind devices and prostheses to tooth structure or to each other, filling the pulp canal, etc. The resin modified glass ionomers, as well as conventional glass ionomers bond very well with enamel and dentin, but furthermore debatable is: are they biocompatible. HEMA can penetrate towards the pulp, be harmful to the tooth, specifically the pulp, and cause postoperative sensitivity. It is considered that the bond between glass ionomers and the hard dental tissues is a combination of micromechanical and chemical adhesion. A hybrid film is made, which also can be seen forming with demineralisation and ionic attraction between the hard dental tissues and the glass ionomer cements. Using glass ionomer cements in sandwich restorations, can lead to reduce recurrent caries and micro-leakage.

Besides all good properties of adhesive materials and systems, there is one big problem - marginal adaptation. Curing adhesive materials used alone, can cause shrinkage of the material and micro-leakage. The composite materials that are used with other materials must provide protection of the pulp and longevity of the restorations. The appearance of discontinuity of marginal line, may cause micro-leakage, recurrent caries, and decreasing of the shear bond strength. This appears through capillary action, flow of oral fluid and bacteria into the microscopic gap where the prepared tooth surface and restorative material meet. These lead to postoperative sensitivity, marginal discoloration, recurrent caries, pulpal inflammation, pulpal necrosis, periodontal disease and eventual need for endodontic therapy.

Today the calcium hydroxide and the glass ionomer cements are mostly used as bases. They are considered biocompatible to the pulp, but they can also reduce the bonding surface. Furthermore the bond strength can reduce, and it can calculate with shear bond strength

The objective of this study was:

- To calculate adhesive strength between the hard dental tissues and the composite systems in deep cavities:
 - without use of bases
 - when the bases are applied
- To determinate the ultrastructural adhesive surface between composite systems in deep cavities:
 - without use of bases
 - when the bases are applied

In the our research a 180 intact extracted teeth were evaluated. All of the teeth were extracted from orthodontic reasons, so they were non carious permanent human molars. Before the experiment they were wet - ground at an angle approximately 90 C to the long axis of the tooth, in order to obtain flat enamel surface. After that the specimens were wet - ground into enamel and dentin in order to provide one deep cavity.

This deep cavities were obturate with complete adhesive system in tree different ways:

1. The first group of the specimens was obturate with complete adhesive system: 37% H_3PO_4 , adhesive - Excite and composite - Tetric Ceram, without bases applying.
2. In the second group first we placed two different calcium hydroxide bases: chemical polymerization - Dycal and light polymerization - Dycal LC.
3. We treated the third group with two types of glass ionomer bases, placed inside the deep cavities: conventional Fuji IX and resin modified Fuji II LC.

The specimens from the second and the third group were also obturate with complete adhesive system 37% H_3PO_4 , adhesive - Excite and composite - Tetric Ceram.

The debonding results (splitting specimens), determine the adhesive bond strength in all thee groups.

The values for adhesive bond strength in deep cavities, obturate with adhesive system 37% H_3PO_4 , adhesive - Excite and composite - Tetric ceram, is higher than the adhesive strength in deep cavities using based of calcium hydroxide and glass ionomer cements obturate with complete adhesive system.

With comparative analysis between the mean values in the deep cavities obturate with complete adhesive system and the mean values in deep cavities with two different lining based on calcium hydroxide and two deferent types of glass ionomer cements, obdurate with complete adhesive system, we obtain high significant difference

$p < 0,001$. Comparison of the mean values in the deep cavities with lining from two types of calcium hydroxide, with the mean values in cavities with bases and two types of glass ionomer cements, showed high statistical significance $p < 0,001$. Only the comparative analysis between mean values in deep cavities with based on chemical polymerisation calcium hydroxide and mean values in deep cavities with bases from conventional glass ionomer, obturate with complete adhesive system, the our results show significant difference $0,01 < p < 0,05$.

We divided the 30 specimens into tree groups. With SEM we analysed marginal adaptation in the bottom of the deep cavities.

The first group of specimens were obturated with complete adhesive system 37 % H_3PO_4 , adhesive- Excite and composite - Tetric Ceram, without bases applying. Ultra structural SEM analysis showed that there are no marginal gaps between enamel and adhesive system. In the bottom of the cavities there were no microscopic gaps between the dentin and the complete adhesive system. There is permanent marginal integrity, with hybrid layer, resin tags and lateral branches in demineralised dentin region. This proves that the bond between the complete adhesive system and the hard dental tissues is very good.

In the second group of specimens on the bottom of the deep cavities we placed two types of liners based on calcium hydroxide: chemical polymerization - Dycal and light polymerization - Dycal LC. The third group had two types of glas ionomer: conventional - Fuji IX and resin modification - Fuji II LC. The specimens from the second and third group were obdurate with complete adhesive system: 37% H_3PO_4 , adhesive - Excite and composite - Tetric Ceram.

At the bottom of the deep cavities where we placed different types of bases, we can see more micro spaces. SEM image showed that the interface is weaker, comparing to the deep cavities without base. On the SEM images where we analysed base - chemically polymerization - Dycal, we noticed, inhomogeneous structure of the base, and many micro spaces between the dentin and the adhesive system. When we made ultra structural analysis on the bottom of the deep cavities, where it was previously placed light polymerization - Dycal LC, we noticed discontinue marginal adaptation to dentin.

Ultra structural analysis made on the SEM images in deep cavities with base from conventional glass ionomer- Fuji IX showed interface discontinuity. In the base we noticed adhesive type of separation between dentin and adhesive system.

The SEM images in deep cavities where we applied base from resin modified glass ionomer- Fuji II LC, we noticed uncompleted bonding between dentin and base. On the bottom of deep cavities there was partially formed hybrid layer, with low level of penetration of adhesive resin into the demineralised dentin tubules. The adhesive bond formed between dentin and adhesive system was weak or interrupted.

Key words: enamel, dentin, adhesive, composite, glass - ionomer cement, calcium hydroxide, resin tags, hybrid layer, marginal adaptation

ВОВЕД

.....

Одсекогаш стоматологијата тежнеела кон материјали за обтурација на забите кои најсоодветно ќе ги надокнадат дефектите настанати како резултат на кариес, траума, структурни аномалии и др. Денес современата превентивна, естетска и реконструктивна стоматологија не може да се замисли без примена на композитните материјали.

Современиот тренд во реставративната стоматологија, несомнено го наметнува фактот на користење не само на материјали за трајна реставрација, туку и на соодветни атхезивни средства. Без оглед на вредноста и разновидноста на материјалите за трајна реставрација, сеуште не постои материјал кој во потполност би одговарал на хемиските, физичките и биолошките особености на тврдите забни ткива, материјал кој би бил адекватна замена за природните тврди ткива на хуманите заби. Посебно и не помалку значаен проблем претставува и атхезијата на реставративните материјалите за тврдите забни структури. Иако во последните години напредокот во денталната технологија допринел за појавата на поквалитетни материјали, проблемот на врската помеѓу реставративните материјали и тврдите забни ткива, сеуште претставува најголем проблем на реставративната- атхезивна стоматологија.¹

Факт е дека вредноста на реставративниот материјал, меѓу другото, ја одредува и квалитетот на врската, односно атхезивноста на материјалите за емајл и дентин. Факторите кои влијаат на врската на реставративниот материјал се многубројни и пред се се поврзани со физичките и хемиските својства на субстратите: атхерентите (емајл и дентин) и реставративните материјали.^{2,3,4,5}

Но, без оглед на повеќегодишната клиничка примена на композитите и атхезитните системи и на многубројните експериментални и лабораториски испитувања, сеуште има нерешени прашања при примена на композитите во секојдневната стоматолошка пракса.

.....

ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА

.....

.....

Атхезија за емајл

Атхезија се дефинира како интеракција помеѓу атомите и молекулите на контактните површини на различни материјали.

Емајлово – дентинскиот атхезивен систем има улога на посредник во спојувањето и ретенцијата на композитните материјали за тврдите забни ткива. Ова атхерирање е развиено уште во раните 1950^{ти} во Велика Британија од Dr.Oskar Hagger, кој развил мономер базиран на глицерофосфорен кисел диметакрилат што хемиски се поврзува со сулфиничната киселина.⁶

Емајлот како најминерализирано ткиво во организмот ја сочинува заштитната обвивка на пулно-дентинскиот комплекс во предел на коронката на забот. Емајлот со својата ацелуларна и афибриларна структура содржи најголема количина од неоргански материји (96-97%) во облик на кристали од трикалциум-хидрофосфат (хидроксиапатит) и мали количини на магнезиум, карбонат, хлорид и сулфат. Овие кристали се раствораат во кисела средина што претставува хемиска основа за појава на забен кариес. Органската содржина (1-2%) ја чинат растворливи и нерастворливи протеини, пептиди, липиди и лимонска киселина. Оваа високоминерализирана кристална структура на емајлот се состои од повеќе милиони емајлови призми, со приближен пречник од околу 4 μm . Емајловите призми се протегаат спирално или брановидно од дентинот кон површината на емајлот и завршуваат на неколку милиметри од површината на забот.^{7,8,9,12}

Атхезијата за емајлот со примената на киселинското нагризување започната во 1955 година е општо прифатена и рутинска процедура во реставративната стоматологија. Со нагризување на емајлот со фосфорната киселина (35-37%), во траење од 30 сек. тој се деминерализира во длабочина од 5-10 μm . Со делувањето на киселината на емајловата структура околу 10 μm , се раствора хидроксиапатитот во монокалциумова монохидратна сол, која лесно се отстранува со воден млаз, со што се формира деминерализирана порозна површина со микропори. Овие формирани пори се видливи со поларизациски микроскоп во дебелина од околу 20 μm . Оваа зона се нарекува зона на квалитативни пори, а под неа се наоѓа зона на квантитативни пори со дебелина, исто така од околу 20 μm . Со овој третман на емајлот се зголемува

активната површина, за скоро 2000 пати, каде со капиларно привлекување се апсорбира атхезивното средство (нисковискозна смола-бонд), со што значително се подобрува атхезијата.⁴ Со свој револуционерен концепт Buonocore покажал дека при третманот на емајлот со фосфорна киселина се постигнува микророзна површина, која формира микромеханички атачмент (микромеханичка врска) со атхезивното средство, односно со реставративниот материјал.² Бидејќи овие структури може да се видат со многу големо зголемување (скенинг и трансмисиони електронски микроскоп), говориме за наноретенција на површината на емајлот.^{2,4}

Атхезија за дентин

Наспроти досегашните сознанија и технолошките можности дека врската помеѓу емајлот и современите композитни материјали е задоволителна, интеракцијата помеѓу дентинот и реставративните материјали сеуште не е адекватно решена.^{2,3,4,5,6,7,8,9}

Buonocore (1955) за прв пат употребил фосфорна киселина на дентинската површина, за да покасно во студиите на (Buonocore 1956, Brännstrom and Johnson 1974; Pashley et al. 1992, 1993, Gwinnett 1994, Swift et al. 1995), со употреба на деминерализирачки агенси врз дентинот се зголеми силата на врзувањето со естетските реставративни материјали.^{2,5,10}

Дентинот е васкуларно, минерализирано и витално ткиво кое го сочинува најголемиот дел на забот. Како високо пермеабилно ткиво се наоѓа во коронката, под емајлот, а во коренскиот дел под цементот.^{11,12,13}

Дентинот се смета за биолошки композит од апатитни полнечки кристали во колаген матрикс (Marshall, 1993).¹³

Врската со дентинот сеуште претставува проблем и потешко се постигнува, па е предизвик за истражување, бидејќи не постои квалитетно и општо прифатено решение. Дентинот мора да се смета како анатомска и физиолошка екстензија на пулпата. Тој е минерализирана компонента на пулпо-дентинскиот комплекс со 70% неорганска материја во облик на хидроксиапатит, 15-20% органска материја во облик на колаген тип I и 10% вода.^{12,13}

Атхезијата со дентинот потешко се постигнува од повеќе причини, како: послабата минерализација од емајлот, поголемата количина на колаген, хидрофилноста на површината, малиот површински напон и присуството на каналчиња со дентински флуид. Ова се главните фактори, кои неминовно влијаат на квалитетот на врската на полнењето со дентинот.^{4,5,9-15}

Хетерогената структура на дентинот ја сочинуваат густо поставените дентински каналчиња (тубулуси) кои се протегаат од дентино - емајловата граница до дентин - пулпалната граница. Секој тубул е инвертиран, елонгиран конус со најмал дијаметар - 0,8 μm на дентинско-емајловата граница (ДЕЈ) и најголем дијаметар - 3,0 μm кон пулпата. Како тубулите конвергираат кон пулпалната комора, површината на интертубуларниот дентин се намалува, а тубуларната густина се зголемува.¹⁶ Тие содржат цитоплазматични продолжетоци (Томесово влакно) на одонтобластите и периодонтобластичен простор исполнет со протеинска интратубуларна течност, интратубуларен депозит од колагени влакна, минерали и органски материи на одонтобластниот продолжеток и механорецептори на нервниот систем.^{3,5,8,9,10}

Тубулусите се опкружени со перитубуларен дентин а помеѓу нив се наоѓа интертубуларен дентин. Од клиничка гледна точка, дентинските каналчиња (тубули) претставуваат најважен составен елемент на дентинот, бидејќи можат да бидат влезна врата за надворашните дразби кон пулпата. Дентинските каналчиња во периферните делови се разделени, но во близината на пулпата се погусти. Во коронката на забот бројот на дентинските каналчиња е многу поголем од бројот на каналчиња во коренот на забот. Овие тубули во периферните делови на дентинот имаат и тесни латерални каналчиња. Нивниот правец е во вид на буквата "S". Бројот на тубулите на милиметар квадратен варира од 8000-58000. Најмалку тубули има во периферните делови (под оклузалните фисури), а највеќе во пределот на рогот и под оклузалната површина. Варијациите во бројот и величината на тубулулите имаат значајни клинички импликации. Односот помеѓу тубуларниот и интертубуларниот дентин на пулпалниот ѕид од препарацијата значително се разликува кај плитки и длабоки кавитети, па и реакцијата на пулпата е различна. На ова може да влијае и староста на забот, бидејќи со

годините доаѓа до оклузија на тубулите и зголемување на перитубуларниот дентин.^{3,4,6,8,11}

Најголем проблем несомнено е “влажноста на дентинот”, односно течноста која се наоѓа во дентинските тубули која влијае на хидролизата на атхезивните системи. Потоа, со актот на препарација на кавитетите и отстранувањето на карисните лезии доаѓа до модификација на површината на дентинското ткиво. По препарација на тврдите забни ткива не може да се види нивната структура, бидејќи се прекриени со остатоците на сечените минерализирани ткива од емајлот и дентинот, кој се нарекува размазен слој (smear layer). Овој слој, кој ја маскира нормалната структура на дентинот, за првпат е забележан од Eick et al., како дебрис на дентинската површина со дебелина од 1-2 μm .¹⁴

Со СЕМ испитувањата е докажано дека овој нерамен и растресит слој содржи органски честички, калцифицирано ткиво, делови од одонтобластичните продолжетоци, бактерии, клетки од хематогено потекло, плунка и тн. Бројни истражувања покажале дека овој слој всушност не е еден, туку се состои од два слоја: површински кој не е цврсто споен со дентинот и е подебел и слој кој е втиснат во дентинските тубули. Дебелината на размазениот слој варира од 2-50 μm и зависи од: видот на инструментот за препарација, брзината на препарација, притисокот при препарацијата, големината и обликот на кавитетот, количеството на ладење, површината на дентинот на која се врши препарацијата и тн.^{3,4,5}

Составот на овој слој нема стабилна структура и мора да се отстрани со цел да се постигне оптимална микромеханичка и хемиска врска помеѓу реставративните материјали и тврдите структури на забот.^{9,15,16}

Најголем напредок во постапката за атхезија со дентинот е постигната со т.н. техника на тотално нагризување (емајл и дентин), со различни киселини (фосфорна, малеинска, цитрична, азотна и тн.), како и хелатни средства (ЕДТА), ласери и микроабразивни честички. При употреба на Er:YAG ласерот за препарација на дентинот се формира чиста површина, без присуство на smear layer и со широко отворени дентински тубули, кое идеално ги пресретнува барањата на современите атхезивни техники.^{9,15} Со голем број истражувања се покажало дека во вака подготвената површина на дентинот,

хидрофилните атхезивни средства формираат продолжетоци (трнови, забци) кои се протегаат во дентинските тубули, но не и во слоевите на деминерализираниот перитубуларен и интертубуларен дентин.⁷

Со оглед на каналикуларната структура на дентинот и можната афекција на пулподентинскиот комплекс при актот на кондиционирање се препорачува поголема претпазливост. Затоа одредени истражувачи препорачуваат послаби органски киселини за кондиционирање на дентинот.^{5,9,16}

Времето за апликација на киселината врз дентинот (total etch) би требало да биде 15сек. при што се деминерализира само 5мм од дентинската површина.^{13,16,17, 18,20}

Со нагрзувањето се отстранува (деминерализира) површинскиот слој на дентинот (3-5мм) и останува само органската компонента- колагената мрежа низ која продира атхезивното средство и се инкорпорира во деминерализирана површина (во идеална состојба).^{9,13,20,21}

Клиничко значење на дентин атхезивните системи

Развојот на бројните генерации на атхезивните системи и нивното усовршување ја унапредиле реставративната процедура, но довеле до забуна кај практичарите, која класификација да се користи. Секоја класификација користи одредени параметри во поделбата, па така класификацијата на атхезивните системи по генерации има свои подржувачи но и критичари. Голем број на истражувачи кои се занимаваат со оваа проблематика, сметаат дека оваа класификација треба да биде што по едноставна и клинички прифатлива. Најприфатена класификација на атхезивните системи е нивна поделба во три основни групи:

➤ Прва група дентин атхезивни средства ги опфаќа системите кај кои, во текот на процедурата, е неопходно да се исплакне кавитетит, после кондиционирањето на емајлот и дентинот. Во оваа група спаѓаат: средствата “во три чекори” кои го нагрзуваат емајлот со фосфорна киселина, кондиционирање на дентинот со прајмери и потоа апликација на атхезивни средства (I-IV генерација); атхезивните системи “во два чекори” со тотално

нагризување на емајлот и дентинот (V генерација) и аплицирање на комбинирани прајмер и бонд во едно шише.^{24,25,26,27}

➤ Втората група атхезивни средства ги опфаќа самонагризувачките атхезивни системи (VI и VII генерација), каде по апликацијата на кондиционерот на емајлот и дентинот не е потребно испирање на кавитетот. Типот 1 од оваа група ги опфаќа системите каде прајмерот и смолата се во два одвоени раствори, а типот 2 ги опфаќа системите каде овие два раствора се мешаат непосредно пред апликацијата на емајлот и дентинот. Во оваа група спаѓаат и атхезивните средства каде прајмерот и бондот се во едно шишенце (VII), и каде реставративната процедура е многу поедноставна.^{28,29,30}

➤ Третата група атхезивни средства ја сочинуваат средствата на база на глас јономер цемент, каде врската со емајлот и дентинот се постигнува со формирање на хемиска врска. Кај овие атхезивни средства неопходно е отстранувањето на размазениот слој од површината на дентинот со соодветни кондиционери, бидејќи хемиската врска може да се постигне само на чиста површина од подготвениот дентин.^{7,31,32,33}

Врската на атхезивните системи со дентинот се базира на хемиската врска со калциумот и/или колагенот, а во зависност од хемиската структура на атхезивите разликуваме:

➤ Фосфат естерски атхезивни системи, каде врската се остварува по принцип на јонска размена со калциумот од дентинот

➤ Полиуретански атхезиви, каде врската се постигнува со реакција помеѓу изоцијаниди со слободните ОН групи на површината на дентинот

➤ НППГ и ПМДМ атхезиви со инфилтрација на мономери

➤ Атхезивни системи на база на ХЕМА, каде врската е вкрстена помеѓу колагенот од дентинот и глутаралдеhid од атхезивот

Атхезивни системи

Со цел да се решат одредените проблеми во современата дентална стоматолошка технологија, во стручната пракса се воведени дентин атхезивните системи, кои постигнуваат зголемување на атхезивната моќ на врската помеѓу тврдите забни структури и композитните полнења.

Голем број на истражувачи се сложуваат со фактот дека за да се воспостави добра атхезивна врска помеѓу два различни материјали неопходно е да се обезбеди чиста површина, од кое не смее да се отстапи, ни кога е во прашање површината на дентинот.^{6,9,17,18,19}

Врската меѓу дентинот и атхезивните системи е врз база на микромеханичка врска, но и на хемиска врска која се постигнува со калциумот, односно со колагенот.^{9,20}

Спојувањето со дентинското ткиво може да се постигне со градење на ланец од серија на поврзување. Силата на ланецот ќе биде колку неговата најслаба врска. Кај емајлот потенцијална слаба врска е помеѓу ткивото и смолата.²¹

Критериуми за “идеален” дентински бондинг систем се поставени во 1961 год. на работилницата на Универзитетот во Индијана Dental School (Phillips & Ryge, 1961), а тие критериуми биле:

1. Да овозможи јака врска помеѓу бондот и дентинот, која треба да е присутна веднаш по апликацијата и треба да биде трајна
2. Да овозможи врска со дентинот слична на онаа меѓу емајлот и дентинот
3. Да покаже добра биокompatibilност со ткивото, вклучувајќи ја и пулпата
4. Да го минимизира микропротекувањето на marginите од реставрацијата
5. Да превенира повторувачки кариес и маргинално боење
6. Лесен за употреба и минимално технички сензитивен
7. Да имаат долг рок на траење
8. Да се компатибилни со голем број на смоли

Ние би предложиле додавање на критериумите: системите не треба да бидат токсични и/или осетливи за стоматологот или пациентот, како и потребата бондирачките агенци да постигнат спој со забните површини и да го заштитат од оралните флуиди.

Хибриден слој

Во идеални услови атхезивната смола би требало да се инфилтрира во целата колагена мрежа на деминерализираната површина. Во 1982 Nakabayashi овој слој, кој се формира на површината на дентинот, вклучувајќи ја смолата, деминерализираниот и атхезивно третируваниот дентин, колагената мрежа и дентинските тубули, го нарекол хибриден слој или смолест интердифузионен слој.²¹

Со СЕМ испитување *in vivo*, со висока резолуција, докажале хибриден слој со широчина од 2-5 μm и смолести траки кои пенетрираат во тубулите со карактеристични проширени отвори, каде се појавува евидентна интердифузија на смолата заедно со колагенот во деминерализираниот дентински матрикс.¹⁷

Атхезивот освен неопходната компатибилност мора да поседува и помал површински напон (од слободната енергија на емајлот и дентинот) и ниска вискозност за да се овозможи продор на адхезивното средство во кондиционираната емајлова и дентинска површина.

Според истражувањата на Nakabayashi се смета дека може да се појави маргинално протекување ако не се постигне перфектно запечатување со деминерализираната дентинска површина.²¹ На овој начин се формира слаба дентинска деминерализирачка зона, која е склона кон микропроток.

Голем предизвик кога се користат атхезивни системи е да се одржи длабочината на дентинската деминерализација со киселина, која пак треба да е компатибилна со длабочината на дифузијата од хидрофилниот прајмер. Ако прајмерот навлезе во целиот деминерализиран дентин, смолите ќе можат да се импрегнираат во целата површина на деминерализиран дентин и ќе создаде ефектиран хибриден слој. На почетокот се мислело дека што е подебел хибридниот слој и колку се подолги траките од смола, толку подобра

атхезија ќе се постигне. Но сега се смета дека добрата атхезија не се темели на должината на смолните траки, туку на континуитетот на хибридниот слој. Сеуште не се знае дали атхезивните системи пенетрираат целосно во длабочината на деминерализираниот дентин.^{15,18,19} Според Saraceni et al. киселинските нагризувачки агенси одстрануваат различна дебелина од смолниот слој, зголемувајќи ја ширината на дентинските тубули и деминерализирајќи го дентинот во длабочина.²¹

Формацијата од хибриден слој на смолесто зајакнатиот дентин ќе резултира со зголемена стабилност и времетраење помеѓу атхезивот и дентинот, редуцирајќи го ризикот од маргинална микропропустливост. Воедно овој слој, т.н. дентин-зајакнат со смола, го сочинува темелот на микромеханичката ретенција и хемиската врска помеѓу композитните материјали за дентинот.^{9,14,15,18,20,21} Со оглед на многу малите простори во мрежата на колагените фибрили (10-30 μ m или 0,01-0,03 μ m), ако деминерализираниот слој е многу широк, може да се случи колапс на колагената мрежа. Со ова ќе се оневозможи продирање на атхезивното средство низ колагената мрежа и создавање на нанопукнатини низ и под атхезивното средство и дентинот (nanoleakage). Ова воедно влијае и на квалитетот и цврстината на врската на атхезивниот систем, поради кое подоцна се случува хидролитичка деградација на системот. Во овие зони потоа е можен и продор на бактерии, појава на кариес, како и иритација на пулпата.²² За да се превенира колабирањето на колагената мрежна структура на дентинот по деминерализацијата, препорачана е техника за рехидратација (wet bonding) на колагената мрежа со 2% раствор од хлорхексидин и примена на многу вискозни атхезиви.^{23,24} Со голем број на истражувања се покажало дека влажниот медиум не претставува препрека за постигнување на многу високи вредности за цврстината на врската на адхезивот на површината на дентинот.

Освен микромеханичка ретенција, се постигнува и хемиска врска помеѓу атхезивниот систем и дентинското ткиво, со помош на јонска врска помеѓу калциумот од хидроксиапатитот, што останал околу експонираниот површински колаген и карбоксилните групи на полиалкеноатната киселина.²⁵

Композитни полнења и микропроток

Композитните материјали немаат способност за атхезивно спојување со емајлот и дентинот. Но со користење на посебни постапки за подготовка на емајлово - дентинската површина и со примена на атхезивните системи, може да се постигне висок степен на физичко и хемиско спојување на овие материјали со тврдите забни ткива.

Денес е општо прифатливо решението дека атхезивните средства кои се користат за спојување на композитите и комплексот емајл - дентин го намалуваат микропросторот околу полнењето. Со употреба на атхезивните системите, според упатството на производителите, не само што се редуира микропротокот туку се зајакнува и атхезивната врска помеѓу тврдите забни ткива и реставрациите.^{9,12,36,38}

Композитните полнења се претставени во 1937 година во форма на акрилатни полимери, а како комерцијални производи во денталната индустрија се воведени во шеесетите години од минатиот век. Голем недостаток бил високиот степен на контракција од 7% (со голем коефициент на термичка експанзија), изразена дисколорација и висок степен на трошење, кое влијаело на лошото рабно затварање и високиот процент на појава на секундарен кариес. Со понатамошните усовршувања на материјалите за естетски реставрации во шеесетите години се воведени композитните полнења кои претставувале комбинација од цврсти неоргански честички поврзани со диметакрилатен полимер. Во почетокот овие материјали се состоеле од две компоненти: прав и течност.^{39,40,41,42,43}

Композитите се дефинираат (Phillips 1981 година) како тродимензионална комбинација од најмалку две хемиски различни субстанции, кои меѓу себе се нерастворливи и обично се комбинираат, со цел да се добие материјал со подобри особини.³⁶

Композитните материјали кои се користат во реставративната стоматологија се состојат од три основни компоненти:

- органски матрикс
- неоргански честички на полнилото

➤ врзувачки средства (силан) помеѓу органскиот и неорганскиот дел

Освен овие компоненти, во составот влегуваат и иницијатори и акцелератори, т.е. други неоргански делови кој се додаваат за подобрување на основните карактеристики на композитите и добивање палета од бои.^{37,39,40,44}

Органската компонента (матрикс) кај повеќето композити ја сочинува Бовеновата (Ray Bowen 1962) смола bis-GMA, која се синтетизира со реакција помеѓу бисфенол А и глицидил-метакрилат, формирајќи мрежаст полимер. Во 1965 година Bowen патентирал комбинација од bisGMA смола и силанизирани кварцни партикли, кои се основа на композитите денеска.^{38,41} Силаните вообичаено се биполарни молекули и имаат реактивни групи на своите два краја, со кои ги поврзуваат органскиот матрикс и неорганските честички. Најчесто мономерите во композитите се bisGMA и уретан диметакрилат – UDMA, кои се големи, со голема молекуларна тежина и молекули со голема вискозност. За да се намали вискозноста се додаваат мономери со ниска густина, како што се: метил метакрилат - MMA и триетилен гликол диметакрилат - TEGDMA. Полимерите се составени од различни мономери со чија полимеризација се добива кополимер. Неговите физички особини не зависат само од користените мономери, туку и од начинот на кој тие меѓусебно се поврзани (полимеризирани). Мономерите кои се користат во стоматологијата обично се течности кои со процесот на полимеризација преоѓаат во цврста состојба.^{12,13,34,36,39}

Класификацијата на композитните материјали се базира на големината и природата на неорганските честички од полнилото, бидејќи органскиот матрикс кај голем број од нив е многу сличен. Втора причина за оваа класификација е поради тоа што неорганските честички ги даваат доминантните особини на композитите.^{12,13,44}

Во однос на големината и природата на честичките, композитите се делат на:

- Композити со макрополнило или традиционални – конвенционални (15-100 μ m)
- Композити со микрополнило (хомогени, хетерогени-0,04 - 0,115 μ m)
- Композити со двојно полнило или хибриди

Неорганските честички со својот состав, количество и квалитет во органскиот матрикс постигнуваат одредени поволни карактеристики на композитните материјали како што се:

- намалена контракција при полимеризацијата
- намален коефициент на термичка експанзија
- зголемена цврстина и отпорност на притисок
- отпорност на фрактури
- намалена апсорпција на вода, порозност
- зголемена тврдина на материјалот
- отпорност на абразија
- отпорност на притисок
- постојаност на бојата
- идеално полирање

Со цел да се добијат најповолните карактеристики на композитните материјали, во средината на осумдесетите биле произведени хибридните композитни материјали.³⁶ Хибридните композитни материјали најчесто според видот, количината и обликот на честички кои ги содржат се делат на:

- хибридни композити со макрополнило
- пакувани композитни материјали
- хибридни композити со миниполнило
- хибридни композити со нанополнило
- течни композитни матријали

Кај овие композити во органскиот матрикс, биле додавани неоргански честички, со кои се овозможила подобра комбинација од различни величини на честички, а органскиот матрикс се однесува како атхезив за неорганските честички. Со ова се постигнала помала контракција при полимеризацијата, подобри естетски особини, како и зголемена отпорност кон притисок и абразија.¹²

Според начинот на иницијацијата на полимеризацијата разликуваме две врсти на композитни материјали:

- материјали со хемиска активација
- материјали со светлосна активација

Кај материјалите со хемиска иницијација, полимеризацијата започнува веднаш после мешањето на двете компоненти. Кај овие, двокомпонентни композити, под влијание на органски и неоргански пероксиди се ослободуваат радикали со кои мономерите се врзуваат во ланци и градат полимери. Ограниченото време за работа, влијанието на надворешната температура и неможноста да се постигне хомогена маса се едни од недостатоците на овие материјали поради кое тие ретко се користат во реставративната стоматологија.^{12,13}

Композитните материјали во облик на една паста претставуваат материјали кои најчесто се употребуваат, а активацијата на полимеризацијата се врши со помош на светлосен извор (халогена лампа) со бранова должина од 400 - 500nm. Материјалите со светлосна иницијација во својот состав најчесто содржат околу 0,2% камфоркинон во комбинација со органски амини. Стврднувањето на композитните материјали како резултат на полимеризацијата е процес на врзување на мономерните молекули во полимер.^{35,36} Овие материјали имаат значителни предности како што се:

- нема потреба од мешање
- имаат помала порозност
- дозволуваат подолго време за работа
- кратка е полимеризацијата
- имаат подобри физички својства
- можна е обработка по полимеризацијата

Меѓутоа, освен наброените предности овие материјали имаат и недостатоци:

- полимеризацијата настанува и под светлото на стоматолошкиот рефлектор
- ограничена е длабочината на продирање
- потребна е набавка на додатна опрема
- неопходни се мерки на заштита

Полимеризацијата е скоро секогаш пратена со собирање - контракција на материјалот, бидејќи димензиите на полимерните молекули се помали од вкупните димензии на сите мономерни молекули. Со полимеризационата контракција на композитите, се намалува волуменот како последица на доближување на молекулите и димензионалните прераспределувања на мономерите во полимерен ланец. Со клинички и експериментални испитувања се покажало дека освен предностите, кој композитите со светлосна полимеризација, имаат и одредени недостатоци. Прво поради малата длабочина на продирање на светлосните бранови, во подлабоките слоеви композитите може да останат неполимеризирани. А вториот проблем е што светлосните системи претставуваат ултравиолетово зрачење, кое може да ја иритира забната пулпа и потенцијално да делува канцерогено на епителот на гингивата. Освен централното намалување на волуменот, композитниот материјал се оделува и од ѕидовите на кавитетот, формирајќи микропростори (микроруптури). При оваа реакција молекулите на мономерот се наоѓаат на Ван дер Валсово (Van der Waals) растојание од 0,3 - 0,4 μm , а по полимеризација, поради приближување на молекулите и создавање на ковалентни врски, се намалува растојанието на 0,13 μm . Композитните материјали со поголема содржина на смола, повеќе се контрахираат, а волуменската контракција на хибридниот композит е пониска во споредба со композитите со помала содржина на полнило. Со лабораториски истражување е потврдено дека најмала контракција при полимеризација е постигнато кај композитните материјали, кои содржат

големи количини полнило и помала количина на мономер и смола, кои ја намалуваат вискозноста.⁴³

Контракцијата на композитните материјали е усмерена кон изворот на светлост и почетното собирање се случува во централниот дел. Ова е посебно изразено кај класичните (коцкасти) кавитети по Блек, па затоа е неопходно за композитните полнења да се формираат таканаречени атхезивни облици на кавитетите со заоблени ѕидови. Проблемот со контракцијата може делумно да се реши и со техниката на апликација на композитниот материјал т.н. Ц-фактор, во кавитетот. Имено, контракцијата при полимеризација значително се редуцира со поставување на композитниот материјалот во слоеви.^{36,43,44}

Својства на композитите

Голем број на композитни материјали кои се користат во секојдневната стоматолошка пракса имаат различни физички, хемиски, биолошки и клинички својства.

Со преглед на литературата која ја обработува оваа проблематика се забележуваат голем број на трудови во ин витро услови, како и трудови од секојдневната пракса во ин vivo услови. Со развојот на композитните материјали се менувале и нивните својства: физички, хемиски и механички. Од клинички аспект несомнено се важни изгледот (бојата, транспарентноста и полирањето) и долготрајноста на композитните полнењата. Од многу поголемо значење се факторите кои влијаат на долготрајноста на врската како што се: контракцијата на композитот, топлотната експанзија и контракција, еластичноста и присуство и/или отсуство на атхезивен материјал помеѓу забот и материјалот за реставрација.^{41,42,43,44}

Композитните материјали се хидрофобни материји, како последица на хемискиот карактер на мономерите од кои се формулирани, наспроти свежо препарираната забна супстанца која е хидрофилна. Помеѓу нив постои огромна разлика и поради тоа е неопходна употребата на атхезивните системи. Со примената на киселинското кондиционирање на

тврдите забни ткива и примена на атхезивната техника се зголемува јачината на врската а се редуцира микропротокот. Голем број на клинички и лабораториски испитувања потврдиле дека композитните материјали можат да предизвикаат неповолна реакција на пулпата по нивната апликација. Воедно и хистолошките студии за влијанието на молекулите на резидуалните мономерни на пулпиното ткиво, покажале значаен степен на цитотоксичност.

Првите истражувања за влијанието на композитите биле усмерени кон нивната хемиска токсичност и пулпалниот одговор, во вид на инфламаторни промени на пулпата.

Од 50^{те} години Zander ги пренасочува истражувањата во правец на постоење на микро - простори, кои може да бидат причина за неповолни промени во пулпиното ткиво. Според неговото мислење во микро-просторите е можно присуство на бактерии кои би можеле да имаат влијание на пулпата. Резултатите добиени од неговите истражувања, на заби кај експериментални животни, каде промените биле настанати под композитните полнења, биле слични со резултатите од забите кои останале отворени и биле изложени на плунка.⁴⁵

Поновите истражувања покажаа дека современите композити, со задоволителното рабно адаптирање, во голема мера ја редуцирале иритација врз пулпата. Според одредени автори се смета дека постреставративната осетливост на забите, по поставувањето на полнењето, е резултат на кондиционирањето на емајлот и дентинот и продорот на микроорганизмите и оралните флуиди низ микропукнатините, а не е последица од токсичноста на материјалот.^{9,13,46,47,50,52,53}

Микропротокот се дефинира како клинички недетектиран премин на бактерии, флуиди, молекули или јони помеѓу ѕидовите на кавитетот и реставративниот материјал.⁵³

Големината на микропросторот варира во зависност од видот на материјалот, како и од страната на полнењето која се анализира.

Bevergall и Branstrom утврдиле дека просторот на дното на кавитетот варира од 2 - 20 μ m, т.е. во просек околу 9 μ m. Просторот пак на латералните ѕидови бил потесен и изнесувал од 1 - 10 μ m.⁵⁴

Brannstrom и неговите соработници, истражувајќи го проблемот на просторот околу полнењето, ни укажуваат за можноста од населување и размножување на бактериите во него.¹⁶

Микроорганизмите со големина од 1 μ , благодарение на телесните течности, можат да дојдат до отворените дентински тубули и со своите токсични продукти да предизвикаат инфекција на пулпата. Овој тип на инфекција се смета за главна причина за иритација на пулпата под композитните полнења.^{52,54}

Испитувањата на Hansen ни укажуваат на значењето од користење на меѓуслој од смола, со мала вискозност, со која се постигнува подобрување на маргиналната адаптација и намалување на микропукнатините, но сепак не се постигнува перфектно маргинално обтурирање.⁵⁵

Asmunssen ја проучувал контракцијата на композитите, кај материјали во чии состав е bis-GMA и дошол до заклучок дека контракцијата помалку зависи од видот и концентрацијата на неорганското полнење. Воедно тој заклучил дека на контракцијата повеќе влијае разредувачот на мономерот.⁵⁶

Направени се голем број на обиди со цел да се постигне задоволителна атхезија измеѓу забите и композитните матријали. Со техниката на нагризување се постигнало значаен чекор напред како и со исполнувањето на така настанатиот простор со смола со низок вискозитет.^{33,35,42,45} Постојат два типа на неуспех при бондирањето: првиот, кој се должи на субстратот и е резултат на недостаток на кохезија; вториот, помеѓу субстратот и атхезивот и се нарекува атхезивен недостаток.

Davidson i De Gree претпоставуваат дека спојот композит - емајл може да се спротистави на силите на контрахирање и дека нема пукање на материјалот.⁵⁷ Сепак останува прашањето дали спојот дентин - композит може да се спротистави на истите сили. Атхезијата на композитните материјали за површината на дентинот е од особено значење во стоматолошката пракса, бидејќи може да допринесе за намалување на микропросторот околу полнењето. Композитните реставрации како најбарани треба да обезбедат долготрајност во усната празнина како и отпорност од секундарен кариес. Недостатокот од интегритет на маргиналната област во текот на времето може значително да ја измени

морфологијата на забното ткиво и да го зголеми ризикот од секундарен кариес, губиток на полнењето, како и пулпални патози.⁵⁸

Заштитни подлоги

Со цел да се постигне задоволителна атхезија помеѓу тврдите забни ткива и композитните полнења, произведени и усовршени се голем број на нови атхезивни системи. Способноста на овие материјали е да со нивна соодветна примена, според пропозициите на произведувачите, постигнат максимална сила на атхезија и не влијаат штетно на пулпо - дентинскиот комплекс.⁵⁹

Со оглед на незначителната токсичност на композитните материјали, по препаратацијата на длабоките кавитетите, свежата дентинска рана е неопходно да се заштити со подлога. Поставувањето на подлога пред апликацијата на реставративниот материјал овозможува залечување на пулпата, заштититувајќи ја од термички шок, механичка траума, токсични реагенси од реставративните материјали, галвански шок и микропроток.

Мануфактурни пропозиции за композитните материјали, препорачуваат поставување на заштитна подлога кај подлабоките кавитети. Скоро секој производител на композитни материјали, при препаратација на подлабоки кавитети и покрај употребата на соодветни атхезивни системи, неопходно препорачува подлоги на база на калциум хидроксид или глас јономер цемент.^{13,60} Се смета дека т.н. "тубуларна заштита" се постигнува со средства кои делуваат бактерицидно и протективно.¹³

Подлогите на база на цинк оксид можат да ја инхибираат полимеризацијата на композитите, затоа што содржат инхибитори на полимеризацијата (хидрохинон и деривати на фенол) поради што полимеризацијата не може да започне. Исто така не се препорачува и употребата на лакови под композитите, бидејќи мономерот од композитот може да ги раствори и да се промени заштитниот филм на дното на кавитетот.⁶¹

Во литературата се сретнуваат различни термини за материјалите кои се поставуваат под атхезивните системи (киселина, атхезив и композит) како: лајнери, бази, цемента, подлоги и т.н.^{13,60,61,62}

Со цел да се избегнат овие недоразбирања и конфузијата помеѓу имињата на материјалите, Anusavice ги дефинира лајнерите како цемента кои се аплицирани во длабоките партии на кавитетот, за да ја заштитат пулпата од термички и хемиски влијанија.⁶¹

Ferracane пак, спротивно на ова, вели дека базите се аплицираат во дебел слој и мора да бидат доволно силни за да ги издржат реставративните материјали и да овозможат термичка и електрична заштита (од галванската активност) на пулпата.⁶²

Craig and Powers сметаат дека лајнерите се суспензија на калциум хидроксид во органска течност. Кога растворувачот ќе испари, останатиот филм на забната површина дејствува како лајнер.⁶³

O'Brien не дава точна дефиниција за лајнери и бази, но заклучува дека цементите се најважните материјали во клиничката стоматологија, поради нивната апликација како лајнери и бази за заштита на пулпата.⁶⁴

Craig and Powers нотираат дека цементите имаат две главни цели: како реставративни материјали за полнење, користени сами или со други материјали (најчесто база) или како материјали кои ќе ги задржат реставрациите во фиксна позиција во устата.⁶³

Ferracane вели дека најочигледната употреба на цементите е да овозможат трајна ретенција на реставрациите за реставрираниот заб.⁶²

Anusavice ги комбинира овие дефиниции и пишува дека цементот е субстанца која се стврднува за да делува како база, подлога, полнечки материјал, или атхезив за да постигне поврзување.⁶¹

И покрај различните размислувања и школи за употреба на одредени видови на подлоги, уште во 1994 Cox и Suzuki предложиле во клиничката пракса, стоматолозите неопходно да ги користат лајнерите и базите. Особено нивното користење е индицирано при појава на постоперативна хиперсензитивност и за протекција на пулпата.⁶⁵

А. Подлоги на база на калциум хидроксид

а. Калциум хидроксид

Препаратите на база на калциум хидроксид се едни од медикаментозните подлоги кои се поставуваат во длабоко препарирани кавитети, над кои се поставуваат материјали за дефинитивно полнење.⁶³

Сpreма податоците од литературата, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ во стоматолошката пракса е воведен од Херман (Hermann) 1920 година. Како материјал за директно прекривање на пулпата го применува Зендер (Zender) во 1939 година.

Калциум хидроксидот со својата висока рН вредност (12 - 13) делува алкално. Тој за живото ткиво е каустик. При допир со размекнат дентин, во подлабоки кавитети, се создава тешко растворлива калциумова сол CaCO_3 и ја менува рН. Со биолошкото дејство калциум хидроксидот обезбедува антимикробен ефект и индицира создавање на тврди ткива, преку ослободување на хидроксилни јони. Создавањето на тврди забни супстанции е особина на одонтобластичните клетки од пулпата, независно од калциум хидроксидот, кој во овој случај е биолошка дразба за одонтобластите. Тој делува и антимикробно на останатите бактерии, по препаратацијата на кариозните лезии и ја поттикнува реминерализацијата.^{66,67} Калциум хидроксидот има слаби механички својства и лоша адхезивност за дентинот, па се додава смола за да се подобрат особините. Со своите карактеристики не влијае штетно на полимеризацијата на материјалите кои содржат Bis-GMA па затоа е погоден за поставување под композитните полнења. Препаратите на база на калциум хидроксид најчесто се во комбинација со:

- вода (водени суспензии) - Сахул
- лакови (суспензии) - Pulpadent
- киселини (цементи) - Dycal
- масла (во вид на гит) - Life
- мономерни (се стврдуваат со полимеризација) - Calcimol LC

Водените суспензии на калциум хидроксид со својата алкалност делуваат бактерицидно. Сепак овие препарати демонстрираат слаби физички карактеристики бидејќи имаат низок модул на еластичност.^{68,69}

Едни од најчесто користени препарати, кај длабоко препарираниот дентин, под композитните реставрации, се цврсто врзувачките препарати кои се добиваат со ацидобазна реакција помеѓу калциум хидроксидот и киселината. Како резултат на оваа реакција се формираат соли т.е. цементи кои се стврдуваат. Калциум хидроксидот атхерира за дентинот со слаби Van der Waals - ови сили, за кои се смета дека немаат атхезивен капацитет.

Светлосно полимеризирачкиот калциум хидроксид поседува добри физички својства и е со редуцирана расворливост. Овој препарат во вид на терапевска паста се употребува кај длабоките кавитети, за прекривање на дентинот, со пролонгирано дејство. Се аплицира во тенок слој (0,5 - 1мм), бидејќи во подебел слој не е отпорен на притисок.^{68,69,70}

Б. Подлоги на база на глас јономери

Во исто време со развојот на дентин атхезивните средства, со кои требало да се разјасни односот помеѓу композитите и дентинот, во стоматолошката пракса се развила и потребата за специјална врста на цемент (глас јономер) како можна замена и дополнување на атхезивните средства.

а. Глас јономер цементи

Развојот на глас јономерите започнува во 1968 година кога Smit го применува поликарбоксилатниот цемент во стоматологијата. Некои студии, *in vitro*, покажуваат дека стаклените јономери обезбедуваат подобро маргинално спојување кога ќе бидат применети во "сендвич техниката".^{74,75,76} Механизмот на врзување на овие цементи е ист како и кај глас јономерните. Тие биле во облик на двокомпонентен систем од прашок и течност. Прашокот се состоел од стакло кое испуштало јони, растворливо во киселина, а течност била полиакрилна киселина, растворлива во вода. Реакцијата на врзување се одвивала со помош на киселинско - базната реакција помеѓу поликиселината (полиакрилна киселина - киселата

компонента) и калциум - алумино - силикатно стакло (базната компонента). Структурата на врзаниот цемент била како комплексен композит кој го сочинува матрикс (метал - полиакрилен гел) и полнителите (јадра од стакло обложени со силициумов хидро - гел).

Стаклото, создадено од алуминиумсиликат, со испуштање на јони, учествува во формирањето на цементите. Воедно ја контролира силата и влијае на својствата и транспарентноста на цементите. Течностите на цементите, биле хомополимери на полиакрилната киселина со концентрација од 50%. Карбоксилните групи на полиакрилната киселина реагираат со цинк оксидот или со алуминиум силикатно стакло и во текот на врзувањето, може да формираат јонски врски со калциумот од апатитот и во помал обем со аминокиселините и карбоксилните групи од органичниот дел на дентинот.^{77,78,79,80,81}

Силата на материјалот е комбинација од јонски врски, водородни мостови и полиакрилни синџири. Водата е битен реактивен медиум, која хидратизирајќи го матриксот, влијае на зголемување на силата на материјалот. Хидратацијата има посебно улога во формирањето на стабилната структура и цврстина на цементот.^{82,83}

Понатамошните испитувања ни сугерираат дека полиакрилатите ги заменуваат површинските фосфатни и калциумови јони и навлегуваат во хидроксилапатитната структура. Според досегашните истражувања не постои доказ дека цементите се врзуваат за колагенот во дентинските тубули (органичната фаза на дентинот).^{84,85}

Користејќи ги стечените искуства со полиакрилниот цемент, Wilson во 1972 година воведува нов вид на цемента во стоматологијата, глас јономер цемент.⁷³ Глас јономерите се материјали по боја слична на бојата на забите, а особено значајно својство е што имаат можност да отпуштаат јони на флуор. Атхерираат за емајлот и за дентинот, поради што се стекнале и со голема популарност за санирање на цервикални лезии со мала ретенција.⁷³ Врз база на овие првични материјали се развиле глас јономер за специфични примени и тоа за: дентински подлоги, за фиксација на фиксни протетички надокнади и како материјали за реставрација на кавитети. Подлогите на база на глас јономер се користат во т.н. сендвич техника. Оваа техника во

стоматолошката пракса ја воведуваат Mc Lean и соработниците во 1985 година.⁷⁴ Со истата дентинот се прекрива во дебелина не помала од 0,5 мм. Според Mc Lean се сметало дека е возможно да се нагризе површината од конвенционалните глас јономери и откриле дека механичкиот слој помеѓу цементот и спојувачкиот агенс - композит е сличен како оној меѓу нагрзаниот емајл и композитот.⁷⁴

Според клиничките и лабораториски истражувањата постојат различни размислувања и заклучоци во однос на потребата од нагрзување на површината на глас јономерот, со што се подобрува атхезијата со композитните материјали. Според некои автори структурата на површината на глас јономерите, поради присуство на воздух при врзувањето и без нагрзување е доволно нерамна и обезбедува добра ретенција. На така подготвената подлога се поставува композитно полнење, според препораката на производителите.⁷⁵

Атхезивноста е една од најважните предност на глас јономерите во однос на другите реставративни материјали. Врската се постигнува со хемиско врзување помеѓу COOH групите и калциумот од тврдите забни ткива. Предуслов да се постигне врската е површината на забот каде се нанесува цементот бидејќи чиста и без размазен слој, за полесна активација на јоните од калциум. Исто така, неопходно е во цементот да постојат слободни карбоксилни групи. Поради ова, пред апликација на глас јономерите, неопходно е кондиционирање (третирање) на површината од дентинот со 10-40% полиакрилна киселина, или некоја друга киселина (танинска, лимунска и.т.н). Потоа замешаниот цемент мора да се постави во контакт со површината на забот, пред да започне иницијалната фаза на врзување, кога сеуште има слободни COOH групи. Секое одложување резултира со намалена атхезивност помеѓу глас јономерите и забните ткива. Јачината на врската според одредени автори знесува од 2,8 - 6,2 МПа.^{76,77,78,80}

Својството на глас јономерите континуирано да ослободуваат флуор, а при тоа да не губат од физичките особини е од особен интерес. Докажана е зголемената концентрација на флуор во плунката во присуство на глас јономери. Исто така тие поседуваат и способност за акумулација на флуор при локална флуоризација, а потоа постепено ги емитуваат јоните на флуор

во околните забни ткива и во плунката. Со ефектите на ослободување на флуор воедно тие пројавуваат и антикариогено дејство.^{13,82,84} Резултатите за количеството на ослободен флуор, од глас јономерите, кои се добиваат во клинички услови, се разликуваат од резултатите кои се добиваат во лабораторија. Со оглед на фактот дека реставрациите *in vivo* постојано се испираат од плунката и тоа може да го редуцира ефектот на флуорот.⁸⁵

Глас јономер цементите се познати како биомиметички материјал поради нивните сличности со механичките карактеристики на дентинот. Заедно со придобивките од адхезијата и ослободувањето на флуор ги прави идеален материјал за реставрација на кавитети. Покрај ова докажана е и нивната улога во стимулација на процесот на реминерализација. Тие се вградуваат во површинските слоеви на емајлот, зголемувајќи ја неговата отпорност и ја инхибираат активноста на кариогениот забен плак. Формираниот флуор-апатит е значително поотпорен на дејството на киселини од хидрокси-апатитот.^{79,82}

Истражувањата за глас јономерите покажуваат дека тие се високобиокомпатибилни материјали т.е. дека тие можат да се постават во кавитет без заштитна подлога или сами да служат како подлога. Анализата за влијанието врз пулпалното ткиво ни потврдува низок степен на иритација кое се објаснува со брзото зголемување на рН до неутрална вредност. Воедно високата молекулска тежина на овој полимер ја оневозможува дифузијата низ дентинските каналчиња.⁸³

При процесот на врзување и стврдување глас јономерите не трпат значителни димензионални промени. Во зависност од типот на глас јономерите може да се случи незначителна експанзија. Идеален дентален материјал би требало да поседува коефициент на термичка контракција и експанзија идентичен со емајлот и дентинот. Овој феномен е недоволно истражуван, а факт е дека влијае на создавањето на микропросторот и е еден од најважните својства на глас јономерите.⁸⁶ Истражувањата околу карактеризацијата и оптимизацијата на адхезијата меѓу глас јономерите и тврдите забни ткива продолжуваат.

6. Модифицирани глас јономер цемента

Со цел да се забрза врзувањето како и да се подобрат механичките особини на глас јономерите, почнале да се произведуваат смолно-модифицирачките или хибридни глас јономери кои претставуваат комбинација од глас јономер и органска смола.^{13,87,89} Овие смолно-модифицирачките глас јономер, со збунувачка номенклатура: светлосно-врзувачки, светлосно стврдувачки, зацврстени со смола, модифицирани со смола, се споменати во трудот каде се објаснуваат модификациите на глас јономерите.⁸⁹ Кај овие материјали, основната ацидо - базна реакција е зголемена со реакција на полимеризација, обично иницирана од светлосен извор. Во нивната едноставна форма е додадена дополнителна компонента, хидросолубилен мономер 2 - хидроксиетилен метакрилат, ХЕМА.⁹⁰

Во почетокот тие се користеле само како заштитни подлоги под композитните реставрации, а подоцна тие ги прошириле своите индикации за: залевање фисури, кај отворени и затворени сендвич техники, за прекривање на одредени дефекти, при атрауматска реставративна техника-АРТ, за цементирање на фиксни надокнади, инлеи, елементи за ортодонтски апарат, како и за дефинитивни полнења на коренските канали.^{84,85,89}

Основен недостаток на глас јономерите се недоволната механичка отпорност и осетливоста на дисбаланс на вода. Кај хибридни глас јономер опасности од дисбаланс на течност е многу помал, бидејќи со светлосната полимеризација се забрзува иницијалното врзување, а продорот на течност потоа е пожелен, за да се овозможи понатамошен тек на ацидо-базната реакција.

Смолно - модифицирачките глас јономер слично на конвенционалните глас јономер атхерираат за емајлот и дентинот, но дискутабилно е колку тие се биокомпатибилни. Содржината од ХЕМА може да пенетрира кон пулпата и да предизвика нејзино оштетување, а воедно може да предизвика и постоперативна хиперсензитивност.^{90,91,93,94} За разлика од класичните глас јономер кои поседуваат коефициент на термичка експанзија близок со емајлот и дентинот, кај хибридни цемента присуството на смола ги пореметува овие вредности. Маргиналната адаптација кај глас јономер

цементите модифицирани со смола е полоша во однос на конвенционалните, бидејќи оваа група на материјали покажува поголема контракција при врзувањето, која е резултат на полимеризацијата. Кај овие цемента редуцирана е способноста за навлажнување на површината на забот, поради помалото количество на вода и карбоксилна киселина, со кое се зголемува микропротокот.⁹⁵

Според истражувањата на допирната површина помеѓу тврдите забни ткива и цементите, се укажува на фактот дека атхезивниот механизам кај смолно модифицираните глас јономери е сличен како кај конвенционалните.⁹⁶ Иако точниот механизам на атхезија не е познат, сепак се смета дека врската со тврдите забни ткива е појака и се развива побрзо од конвенционалните глас јономери. Ова единствено би се објаснило со спороста на ацидо базната реакција, каде полиакрилната киселина е достапна подолг временски период отколку кај конвенционалните глас јономери и така се формира појака врска.^{96,97,98} Со примена на смолно модифицираните глас јономери не само што се подобриле механичките својства и естетика со тврдите забни структури, туку се овозможило и бондирање со дентин атхезивните средства кои се применуваат под композитните полнења. Презентирани се голем број механизми за оптимизација на атхезијата помеѓу глас јономер цементите и тврдите забни ткива и истите продолжуваат. Постои хипотеза дека врската помеѓу емајлот и глас јономерот е резултат на јонски и поларни сили.^{99,100} При врзување на овие материјали за дентинот се случуваат многу покомлексни механизми. Поради тоа постојат голем број на испитувања но во различни услови поради што е тешко да се направи компарација.

Се смета дека врската на глас јономерите со тврдите забни ткива е комбинација помеѓу микромеханичка ретенција и хемиска атхезија. Воедно се формира хибридниот слој кој не е ексклузивна карактеристика само на дентин атхезивните системи, туку сличен слој се развива со деминерализација и јонска размена помеѓу тврдите забни ткива и глас јономерните цемента.^{101,102}

В. Заштитни подлоги и микропроток

Материјалите кои се користат за заштита на пулпо - дентинскиот комплекс се средства кои се користат како интермедиерен материјал или заштитни подлоги кај длабоките реставративни кавитети.

Во минатото, подлогите се користеле за изолација на пулпата, да се индуцира репараторен дентин и да се неутрализираат киселините.^{103, 104} Тие исто така имале и други цели, како намалување на пулпалната постоперативна сензитивност, запечатување на дентинот, атхерирање за тврдите забни ткива и заштита на пулпата со флуоридното ослободување.¹⁰⁵ Карактеристиките на секој специфичен подложувачки материјал има свои предности, но и недостатоци.^{105, 106}

Како најчести подлоги кои се употребуваат, калциум хидроксидот и глас јономерните цементи имаат свои карактеристики. Калциум хидроксид, како биолошка подлога е лесен за ракување и обезбедува одличен пулпален одговор.

Paradakou и сор. со СЕМ студија ја истражувале адаптацијата на два вида калциум хидроксид (првиот хемиски - Dycal, а вториот светлосно стврднувачки - Prisma VLC Dycal).¹⁰⁷ Добиените резултатите сугерираат дека Dycal е подобро адаптиран на подот од кавитетот, за разлика од Prisma VLC Dycal.

При употребата на глас јономерните цементи во сендвич реставрациите се формира интермедиерен спојувачки слој, со кој се редуцираат одредени клинички проблеми, како појавата на секундарниот кариес и микропротокот.^{75, 108, 109}

Покрај усовршувањето на атхезивните материјали и системи, сепак постои еден голем недостаток, а тоа е маргиналната адаптација. Според испитувањата на Pioch и Staehle, просторот помеѓу реставрациите и дентинот, кој го нарекуваат нано простор, е независен од микропротокот и сметаат дека е последица на киселинското нагризување. Во микропорите на хибридниот слој може да пенетрира орален и пулпален флуид.¹¹⁰

Кај директните композитни реставрации со полимеризационото контрахирање се појавува микропроток, резултат на дефицитарна

маргинална ивица. Според Davidson и DeGree, помеѓу композитните полнења и тврдите забни ткива неопходно е да се постигне сила на врзување од 17 МПа, за да се компензира силата на контракција која се појавува при полимеризација на композитните материјали.¹¹¹ Најголема атхезивна сила со тврдите забни ткива се постигнува само кога атхезивните системи се употребуваат соодветно на мануфактурните пропозиции, според упатството на производителите.¹¹²

Индириктните композитни полнења, под кои се поставуваат подлоги, треба, од една страна, да обезбедат заштита на пулната, а од друга страна долготрајност на реставрациите во усната празнина. Во овие комплексни услови реставративниот материјал е во контакт со влажна средина од плунката, разновидна бактериска флора, сили на цвакопритисок и др. Појавата на дефицитарен континуитет на маргиналната ивица не само под подлогата туку и под композитната маса може да резултира со микропроток, појава на кариес, како и редуцирање на атхезивната врска.

Композитите кои се најчести клинички реставрации се асоцирани со секундарен кариес, дисколорации, како резултат на маргиналниот микропроток, ретенција на плак и бактериска пенетрација како и редуцирање на атхезивната врска. Поради ова се појавува и индикација за замена на реставрациите со нови, а со тек на времето можна е и афекција на пулпиното ткиво.

Со цел да се подобри маргиналниот интегритет, да се редуцира секундарниот кариес, како и да се зголеми јачината на врска кај индириктните реставрации, се прават напори за развој на нови хибридни материјали. Сепак, до денес со сигурност не може да се каже дека има идеална подлога или композитен материјал, кој ги има сите неопходни стандарди.¹¹³

Според El - Mowafy долготрајниот успех на индириктните реставрации не зависи само од атхезивната врска помеѓу цементот и тврдите забни ткива, туку и со композитниот материјал на друга страна.¹¹⁴

Според литературните податоци, разликите во ин витро испитувањата и различните модели за испитувања, не обезбедуваат совршени клинички услови.

ISO/TS стандардите опишуваат интернационален метод за вршење на ин витро тестови за мерење на јачината на врската.^{116,117}

Објавени се голем број на студии за јачината на врската помеѓу адхезивите и тврдите забни ткива. Наспроти овие, има само неколку автори кои ја испитуваат јачината на врската помеѓу заштитните подлоги, адхезивите и тврдите забни ткива.^{112,114-119}

ЦЕЛ НА ТРУДОТ

Фактот дека атхезивните системи во секојдневната клиничка пракса го завземаат приоритетното место, несомнено ја налага потребата од нивна правилна апликација на тврдите забни ткива. Прашањето дали атхезивните системи може да се постават директно во кавитетите, без заштитни подлоги, е секојдневна дилема за клиничарите. Според мануфактурните инструкции на поедини производители се вели дека само кај подлабоки кавитети е потребно заштита на пулпата со различни видови на подлоги. Како најсоодветни и најчесто користени заштитни подлоги кои се препорачуваат и поставуваат се на база на: калциум хидроксид или глас - јономер цемент. Се смета дека заштитните подлоги ќе влијаат стимулативно на пулпата, но можат да ја редуцираат атхезивната површина, со што ја намалуваат јачината на атхезивната врска. Впечатокот дека заштитната подлога влијае на атхезивноста на врската, сметав дека треба да биде потврдено со примена на соодветна научно - методолошка постапка.

Целта на оваа докторска дисертација е:

- да ја пресметаме атхезивната сила помеѓу тврдите забни ткива и композитните системи кај длабоко обтурирани кавитети:
 - без заштитни подлоги
 - со заштитни подлоги

- да ја детерминираме ултраструктурата на атхезивните допирни површини кај композитно обтурирани длабоки кавитети:
 - без заштитни подлоги
 - со заштитни подлоги

МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДИ

За да ги постигне поставените цели, во дисертацијата ќе изведеме експериментални испитувања *in vitro* на некариозни, моларни, интактни заби (екстрахирани од ортодонтски причини и импактирани заби). Истите беа добивани од Клиниката за Орална Хирургија при Универзитетски Стоматолошки Клинички Центар. Изборот на забите беше рандомизиран во однос на возраста, полот, генетските предиспозиции, начинот на исхрана, начинот на одржување на орална хигиена и.т.н.

За реализација на поставените цели, нашето истражување го насочивме кон пресметување на јачината на атхезивната врска, при апликација на атхезивен систем на тврдите забни ткива. Исто така ја пресметувавме и јачината на атхезивната врска, со двата (четирите: хемиски и светлосни) вида заштитни подлоги, помеѓу тврдите забни ткива и атхезивните системи. Потоа направивме компаративна анализа на добиените резултати за јачината на атхезивната врска, помеѓу тврди забни ткива/атхезивен систем и тврди забни ткива/подлоги/атхезивен систем. Воедно ги евалуиравме ултраструктурните промени на емајлот и дентинот при неговото поврзување со атхезивниот систем (атхезив, композит) како и ултраструктурните промени на дентинот со двата вида заштитни подлоги, под атхезивните системи.

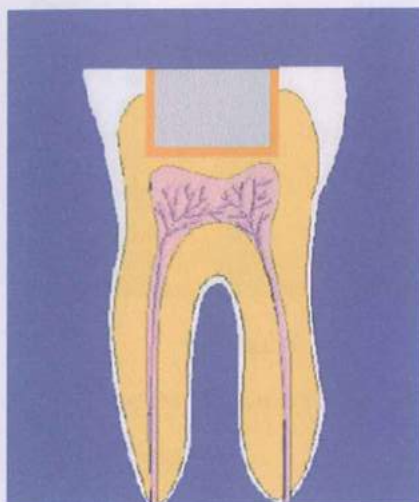
За таа цел 180 екстрахирани здрави заби беа чувани во физиолошки раствор. Пред изведување на експериментот ги препариравме напречно, со дијаматски борер и турбина со водено ладење, со цел да добиеме рамна емајлова површина за спојување на примероците. Потоа во секој заб, прво со дијаматски борер и турбина со водено ладење, а потоа со колењак со челичен борер, во дентинот, препариравме еден длабок кавитет од I кл. Сл.1



Слика1

Овие длабоки кавитети, со емајлови и дентински ѕидови, ги обтуриравме со атхезивен и композитен материјал на три различни начини.

Првата група на заби, со длабоко препарирани кавитети ги обтуриравме со атхезивен и композитен материјал, без да поставиме заштитна подлога. Сл.2



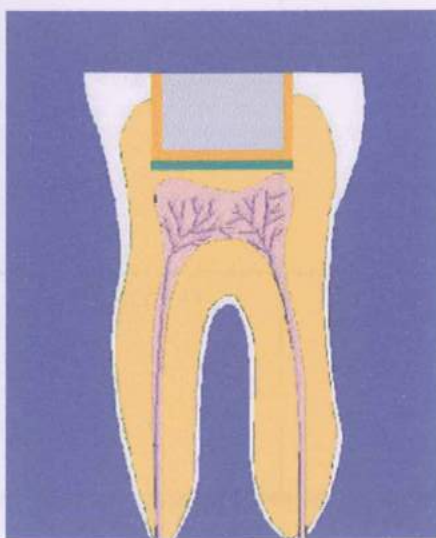
Композит

Атхезив

Слика 2

Кај втората и третата група заби, на дното, во длабоко препарирани кавитети поставивме подлоги и ги поделивме во по две подгрупи.

Во втората група заби, на дното поставивме два вида на подлоги на база на калциум хидроксид. Сл.3



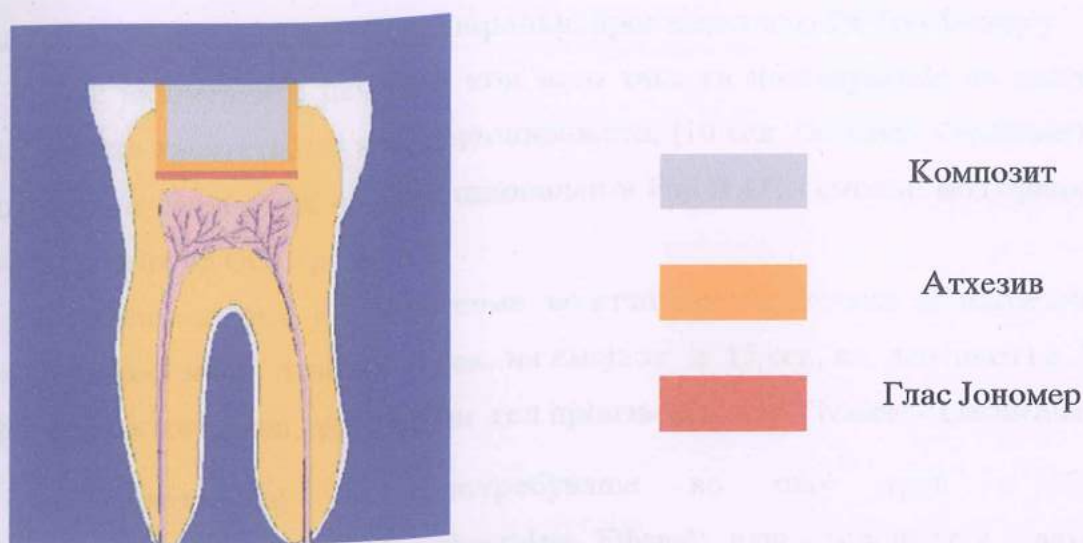
Композит

Атхезив

Калциум хидроксид

Слика 3

Кај третата група како подлоги, на дното од длабоките кавитети поставивме два вида на глас јономер цемент. Сл.4



Слика 4

Изборот на забите во која група и подгрупа ќе припаѓаат, исто така беше рандомизиран.

Емајловите и дентинските ѕидови на длабоко препарираните кавитети ги обтуриравме со атхезивни системи и два вида на подлоги, кои ги содржеа следните компоненти, прикажани на табела 1.

Забни примероци	Подлоги	Подгрупи	Атхезивен систем
I ^{ва} група			
II ^{ва} група	Калциум хидроксид	I ^{ва} - Dycal хемиски полимеризирчки	• 37 % H ₃ PO ₄
		II ^{ва} - Dycal LC светлосно полимеризирчки	• Excite
III ^{ва} група	Глас јономер	I ^{ва} - Fuji IX Конвенционален	• Tetric Ceram
		II ^{ва} - Fuji II LC смолно модифициран	

Табела 1

Подлогите кои ги поставувавме на дното од длабоките кавитети од калциум хидросид беа два вида и тоа: Dycal - хемиски полимеризирчки и Dycal LC - светлосно полимеризирачки, произведени од De Trey Dentsply

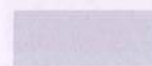
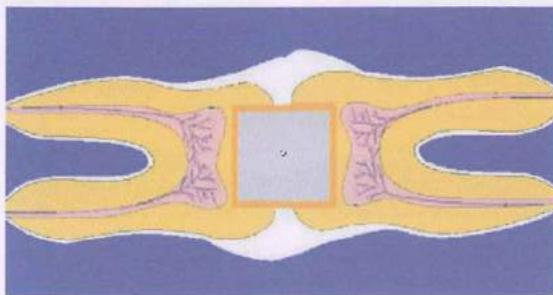
Глас јономерните цементи кои исто така ги поставувавме на дното од длабоките кавитети, по кондиционарањето, (10 сек. GC Cavity Conditioner) беа два вида и тоа: Fuji IX - конвенционален и Fuji II LC - смолно модифициран, произведени од GC, Japan.

Киселината која ја користевме во атхезивните системи за нагризување на тврдите забни ткива (30 сек. на емајлот и 15 сек. на дентинот) е 37% фосфорна киселина, во вид на гел произведена од Vivadent - Liechtenstein.

Атхезивот кој се употребуваше во овој труд е Excite (Hydroxyethylmethacrylate, Dimethacrylate, Ethanol), еднокомпонентен адхезив произведен од Vivadent - Liechtenstein.

Композитот кој го употребивме е Tetric Ceram (хибриден - светло полимеризирачки) композит од Vivadent - Liechtenstein со кој од оклузално, ги обтуриравме и ги спојувавме забните коронки, две по две, во парови. На овој начин добивме примероци за понатамошни испитувања.

I-ва испитувана група ја сочинуваа 60 екстрахирани заби, каде длабоко препарираните кавитети, прво според мануфактурните пропозиции на производителите, ги нагризувавме со 37% фосфорна киселина и тоа 30 сек. емајлот и 15 сек. дентинот. Потоа кавитетите обилно ги испиравме со воден спреј исто толку време колку што делуваше киселината. За обтурација на тврдите забни ткива прво го аплициравме атхезивот Excite и го осветливме без поставување на заштитна подлога. Потоа, го редевме во слоеви соодветниот композит Tetric Ceram и ги спојувавме забните коронки две по две при што добивме 30 примероци за испитување. Сл. 5.



Композит



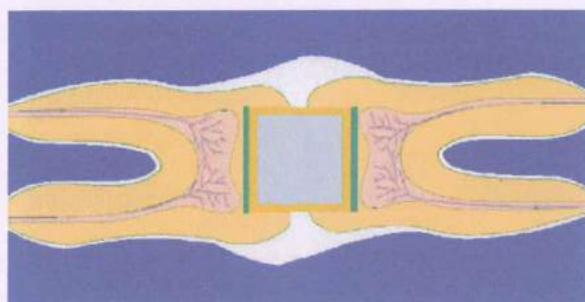
Атхезив

Слика 5

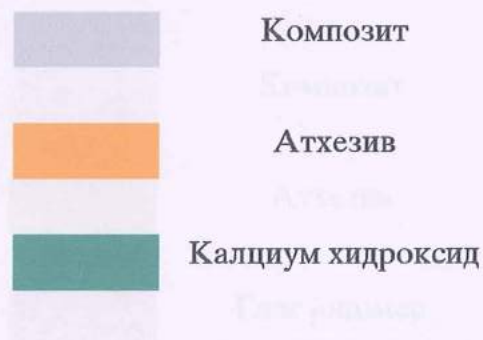
II-ра испитувана група од 60 заби беше поделена во две подгрупи, каде во длабоко препарираните кавитети, поставивме подлоги (сендвич техника), на база на калциум хидроксид и ги поделивме во две подгрупи:

- кај првата подгрупа од 30 заби на дното од длабоко препарираните кавитети, поставивме подлога од Dycal (Dentsply) која хемиски се полимеризира. Потоа кавитетите ги обтутиравме со атхезивен и композитен материјал, според упатството на производителите. Претходно направивме нагрзување со 37% H_3PO_4 (30 сек. за емајлот а 15 сек. за дентинот) по што следеше обилно испирање, со воден спреј. Понатаму по благо сушење на кавитетите го апликациравме атхезивот Excite (Vivadent) со осветлување. На крај со оклузалните површини на кавитетите ги спојувавме две по две забни коронки со соодветен композит Tetric Ceram (Vivadent) и ги осветлувавме, според пропозициите на производителот. За испитување добивме 15 забни примероци.

- кај втората подгрупа од 30 заби, со длабоко препарирани кавитети, прво на дното од кавитетите, како подлога поставивме светлосно полимеризирачки калциум хидроксид - Dycal LC (Dentsply). Потоа кавитетите ги нагрзувавме со 37% H_3PO_4 (30 сек. за емајлот а 15 сек. за дентинот) потоа обилно ги испиравме, со воден спреј и благо ги сушевме. После благото сушење на кавитетите го аплициравме атхезивот Excite (Vivadent) и го осветливме. На крај кавитетите ги обтутиравме и спојувавме со композитот Tetric Ceram (Vivadent), во парови, при што добивме 15 забни примероци за испитување. Сл. 6.



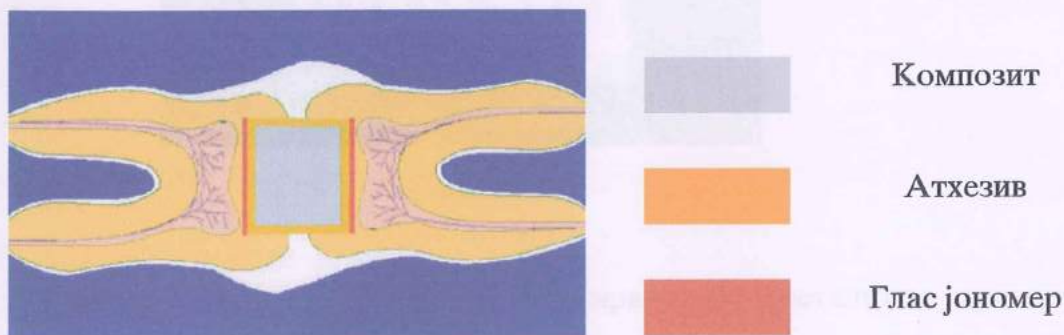
Слика 6



III- та испитувана група од 60 заби, исто така, беше поделена во две подгрупи, каде во длабоко препарираниите кавитети, поставивме подлоги (сендвич техника), на база на глас јономер цемент и ги поделивме во две подгрупи:

- кај првата подгрупа од 30 заби со длабоко препарираниите кавитети каде дното од кавитети прво го кондициониравме со 20% полиацидна киселина 10 сек. (GC Cavity conditioner) а потоа го испираме со воден спреј. Понатаму поставивме подлога од конвенционален глас јономер - Fuji IX (GC,Japan), кој се полимеризира хемиски. Следеше нагрзување на кавитетите со 37% H_3PO_4 (30 сек. за емајлот а 15 сек. за дентинот) а потоа обилно ги испиравме, со воден спреј и благо ги сушевме. На крај во кавитетите го аплициравме атхезивот Excite (Ivoclar - Vivadent) и го осветливме. Потоа кавитетите ги обтуриравме и спојувавме во парови со оклузалните површини, со соодветен композит Tetric Ceram (Vivadent) и го осветлувавме. Сега повторно добивме 15 забни примероци за понатамошни испитувања.

- кај втората подгрупа од 30 заби, дното од длабоко препарираниите кавитети прво го кондициониравме со 20% полиацидна киселина 10 сек.(GC Cavity conditioner) и го испиравме. Потоа поставивме подлога од смолно модифициран глас јономер - Fuji II LC (Dentsly, Japan), која светлосно се полимеризира. И кај оваа подгрупа, длабоките кавитети прво ги нагрзувавме со 37% H_3PO_4 (30 сек. за емајлот а 15 сек. за дентинот), а веднаш потоа обилно ги испиравме со воден спреј. По благо то сушење на кавитетите аплициравме атхезив Excite (Ivoclar - Vivadent). Кавитетите ги обтуриравме и спојувавме со композитот Tetric Ceram (Vivadent), во парови, при што добивме 15 забни примероци за испитување. Сл. 7.



Слика 7

Лабораториски испитувања

Споените забни примероци беа поделени во три групи, со цел за испитување на јачината на атхезивната врска и тоа по:

1. - 20 од I-вата испитувана група

2. - 20 од II-рата испитувана група, поделени во две подгрупи:

- 10 од првата подгрупа

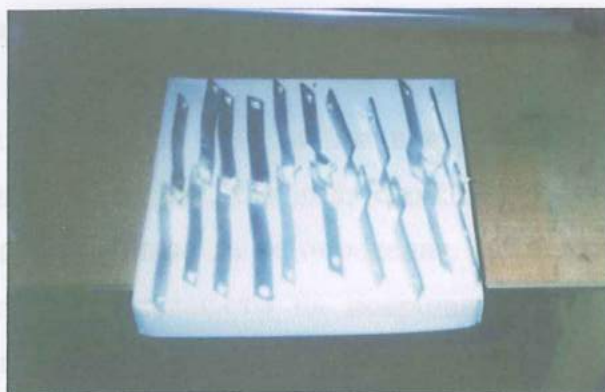
- 10 од втората подгрупа

3. - 20 од III-тата испитувана група, поделени во две подгрупи:

- 10 од првата подгрупа

- 10 од втората подгрупа

Забните примероци беа фиксирани во метални држачи, (спрувети) кои беа поставени во ист, надолжен правец, но во спротивна насока; сл. 8. На овој начин на забните коронки се обидовме да делуваме со сила која е блиска со силата во реалните услови на оптоварување на забите, во усната празнина.



Слика 8

Споените забните коронки фиксирани во металните држачи ги прицврстивме во машината - динамометар . На овој начин ги елиминиравме сите можни дополнителни влијанија, кои би можеле да доведат до зголемени

напони. Брзината на движење на силата беше 2 мм/мин. При мерење на силата на оптоварувањето, нападната точка на силата, беше непосредно низ линијата на спојот помеѓу композитниот материјал и површината на препарираниите длабоки кавитети. Сл. 9.

Мерењето на малите сили на оптоварувањето на врските го вршевме на Машинскиот факултет во Скопје и во фабриката за кабли во Неготино, со специјален динамометар - Tinius Olsen; Сл. 10.



Слика 9



Слика 10

При извршените мерења беа добиени вредности за силите на оптоварувањето $F(N)$, кои беа со висока точност за вакви мали сили, а добиените вредности ги внесувавме во посебно изготвените табели за сите примероци. Во истите табели беа внесувани и измерените површини на препарираниите кавитети, кои имаа сложена геометриска форма и неможеа пресметковно прецизно да се определат. Со цел за добивање на најголема точност во определувањето на површините, препарираниите кавитети ги пресликувавме на милиметарска хартија и со броење на одделните квадратчиња ја одредувавме површината изразена во A (mm^2).

За да ја одредиме јачината на атхезивната врска помеѓу забните површини, врз основа на добиените вредности за силата на оптеретувањето во $F(N)$ и соодветно измерени површини (помалата забна површина, од двата

заба споени во примероците) изразени во A (mm^2), го пресметуваме напонот на смолкнување τ (MPa) по формулата:

$$\tau = F/A \quad [N/\text{mm}^2 = \text{MPa}]$$

Добиените резултати беа статистички обработени со програмските алатки: SSP (Scientific Subroutine Package), Excel и Matlab. Со помош на дескриптивно статистичка анализа беа пресметани следните статистички параметри: средните вредности (\bar{x}), стандардните девијации (s), Студентовиот - t - тест, медијана и АНОВА тестот.

Студентовиот - t - тест и АНОВА тестот се т.н. параметриски тестови кои се применуваат под услов групите да задоволуваат т.н. нормална распределба. Студентовиот - t - тест (според програмскиот јазик Fortran) во зависност од бројот на степени на слобода (df), се пресметува по формулата: $df = n_1 + n_2 - 2$, каде n_1 и n_2 се бројот на примероци во испитуваните групи. Овој тест го одредува степенот на сигнификантноста (p) на разликите на средните вредностите помеѓу испитаните групи (0,90 - 0,001), при што за статистички значајни се сметани вредностите за $p < 0,05$.

Со АНОВА тестот се направи анализа на варијансата за споредба на средните вредности на две или повеќе групи. Ако p е многу мало, се отфрла нултата хипотеза дека средните вредности на групите се исти, односно тогаш постои сигнификантна разлика помеѓу групите. Вообичаени нивоа на сигнификантност се $p < 0,05$ и $p < 0,01$. Ако $p < 0,001$ тогаш постои високо сигнификантна разлика.

Резултатите од статистичката анализа ги прикажавме табеларно и графички.

Испитување на ултраструктурните промени во емајлот и дентинот со СЕМ (скенинг електронски микроскоп)

Останатите забни примероци, кои беа претходно обтурирани и споени во забни парови, ги подготвивме за анализирање со скенинг електронска микроскопија. За ова испитување имавме 30 забни примероци и тоа:

1. - 10 од I-вата испитувана група
2. - 10 од II-рата испитувана група, поделени во две подгрупи:
 - 5 од првата подгрупа
 - 5 од втората подгрупа
3. - 10 од III-тата испитувана група, поделени во две подгрупи:
 - 5 од првата подгрупа
 - 5 од втората подгрупа

Прво на сите забни примероци им ги исековме забните корени, со цел да останат коронките. За да го анализираме односот помеѓу тврдите забни ткива, од една страна и подлогите и /или композитниот материјал од друга страна, неопходно ги сечевме т.е. ги преполовуваме коронките во мезио - дистален правец. Начинот на кој ги делевме забните коронките на половина е модифицирана "freez- fracture". На овој начин циркумференцата - периферијата на примероците само малку ја засекувавме со дијамантски борер, во правец на линијата на кршење. Потоа засечените забни коронки со долга пинцета ги потопувавме во течен азот, каде им се намалуваше температурата до точка на смрзнување.

По вадењето на коронките од течниот азот, со мала цвик клешта, лесно пукаа по надолжната линија, на половина. Сл. 11.



Слика 11

Вака подготвените забни коронки за СЕМ испитување ги транспортиравме до институтот за здравствена дијагностика и истражувања во биомедицинските и природни науки, при Медицинскиот факултет во Ниш.

За понатамошната подготовка на препаратите за СЕМ испитувањето, неопходно направивме вакумирање, бидејќи кај забните примероци (преполовени коронки), дентинските каналчиња се исполнети со течност. Потоа на секој забен примерок, со апаратот JFC 1100, со методот на катодно распрашување на златна прашина им нанесовме тенок филм од злато, во дебелина од неколку нанометри. Сл. 12.



Слика 12 Апарат за вакумирање -JFC 1100

Подготвените забни примероци (преполовени коронки), внимателно ги фиксиравме со цел да се види површина на напречниот пресек. На скенинг електронскиот микроскоп JSM 5300 JEOL - Јапан, Сл. 13 ги набљудувавме пресеците од препаратите со зголемување од (x50 - x5000) а ареите од посебен интерес ги фотодокументиравме со апаратот фиксиран за микроскопот. Сл. 14.



Слика 13. Скенинг електронскиот микроскоп JEOL- JSM- 5300



Слика 14. Скенинг електронскиот микроскоп со фотоапарат

РЕЗУЛТАТИ

Врз база на поставените цели на оваа студија, со примена на опишаната методологија добиени се резултати од извршените *in vitro*, мерења: Добиеени се вредности за напонот на оптоварувањето, помеѓу атхезивните системи (киселина, атхезив и композит) и површините на длабоко препарираниите кавитети.

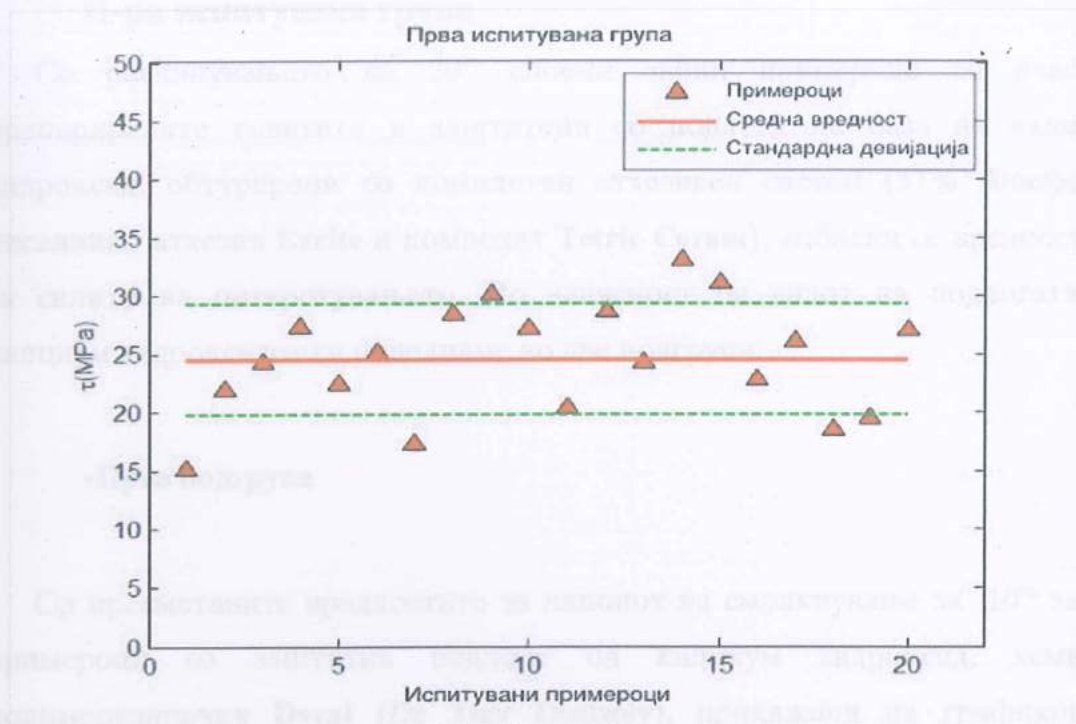
При испитувањето извршени се и мерења на јачината на силата помеѓу атхезивните системи (киселина, атхезив и композит) и површините на длабоко препарираниите кавитети, каде беа аплицирани различни видови на подлоги. Врз основа на добиените податоци за силата на оптоварувањето $F(N)$ и точно определената површина на длабоко препарираниите кавитети $A(mm^2)$, пресметани се вредностите на напоните на смолкнување „ τ “ (MPa).

Добиените вредности за напонот на смолкнување, за секоја група забни примероци, со и без заштитни подлоги во длабоко препарираниите кавитети, ги прикажавме на различни видови на графици. За испитуваните примероци ги пресметавме средните големини и стандардните девијации.

Линија медијана добиена од вредностите за напонот на смолкнување за секоја група забни примероци, ја прикажавме графички на т.н. бокс плотови. На бокс плотот се прикажани 25 и 75 перцентили кои го прикажуваат распонот од најмалата до најголемата вредност на напонот на смолкнувањето, за сите забни примероците.

I-ва испитувана група

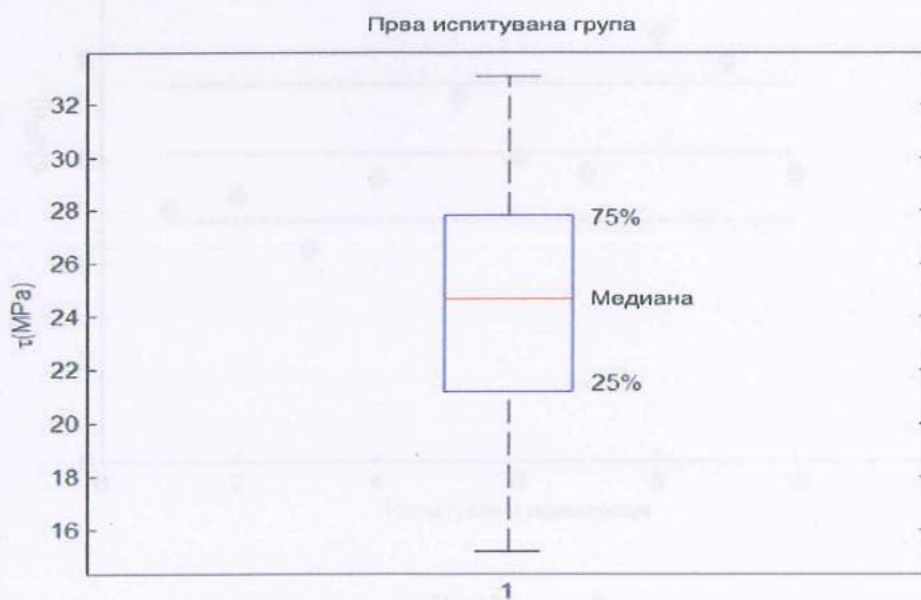
При раскинувањето на 20^{те} споени забни примероци со длабоко препарираниите кавитети и обтурирани со комплетен атхезивен систем (37% фосфорна киселина, атхезив Excite и композит Tetric Ceram) добиени се вредностите за силите на оптеретувањето.



Графикон 1

Од пресметаните вредностите за напонот на смолкнување, прикажани на графикон 1, пресметана е средната вредност која изнесува $СВ = 23,91$ и стандардната девијација $СД = 4,54$.

На графикон 2 е пресметана линија медијана за I^а испитувана група која изнесува $М = 24,665$.



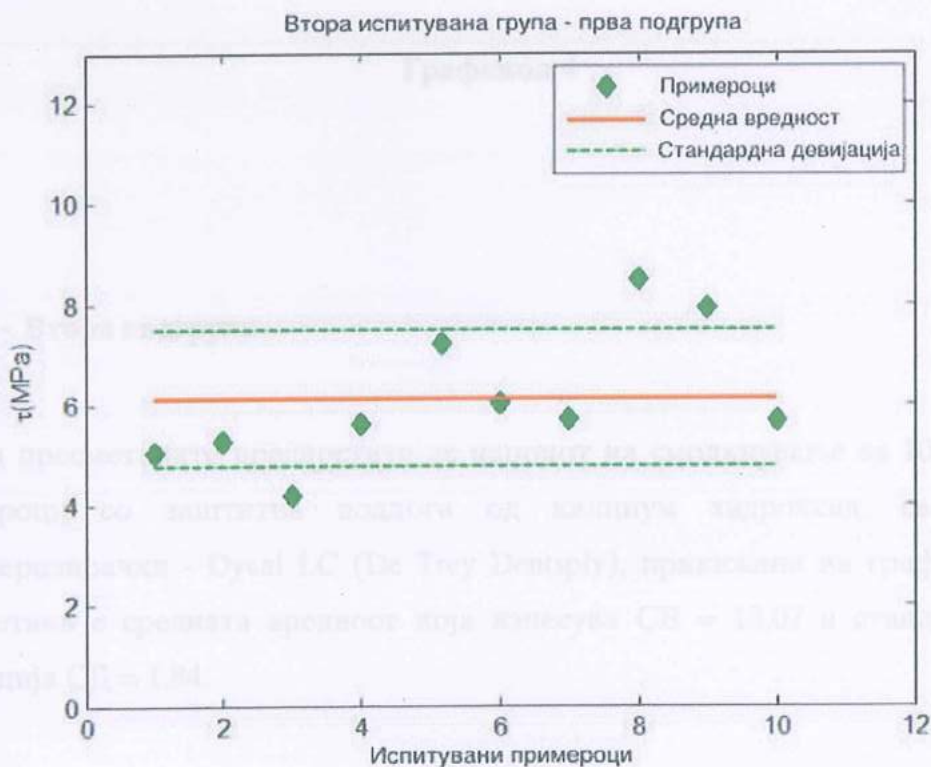
Графикон 2

II-ра испитувана група

Со раскинувањето на 20^{те} споени забни примероци со длабоко препарираните кавитети и заштитени со подлоги на база на калциум хидроксид, обтурирани со комплетен атхезивен систем (37% Фосфорна киселина, атхезив Excite и композит Tetric Ceram), добиени се вредностите за силите на оптеретувањето. Во зависност од видот на подлогата од калциум хидроксидот ги поделивме во две подгрупи:

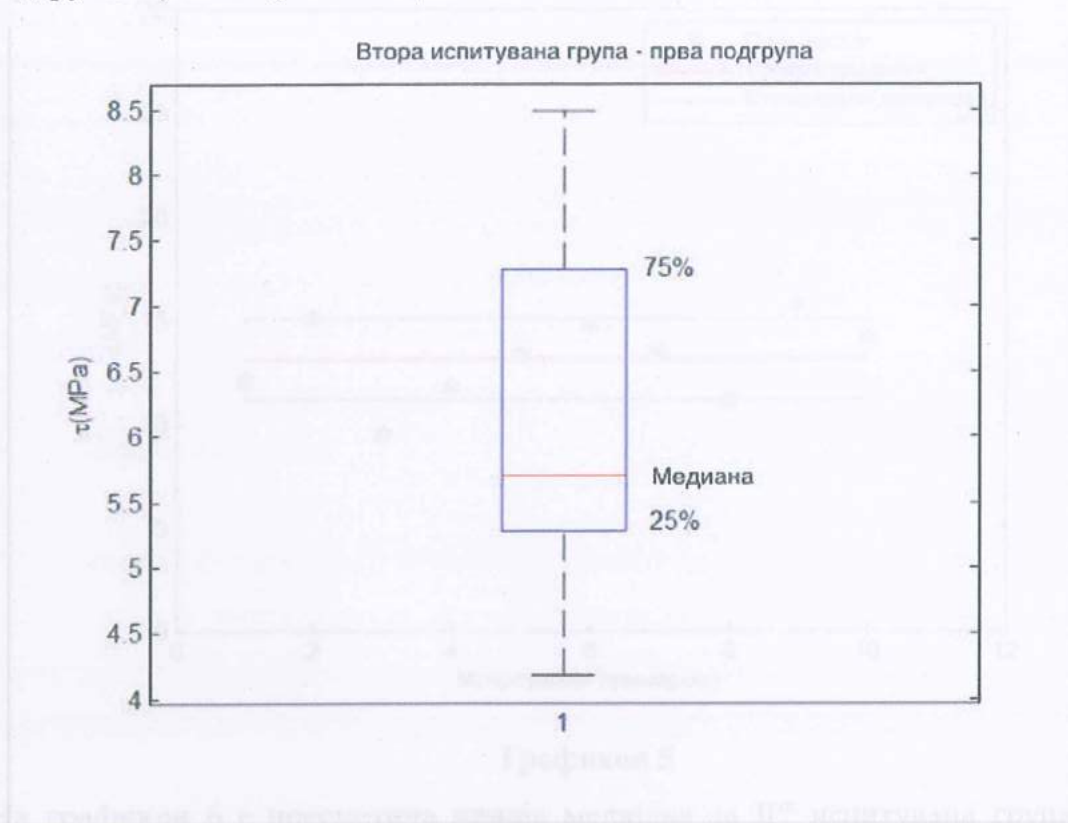
-Прва подгрупа

Од пресметаните вредностите за напонот на смолкнување за 10^{те} забни примероци со заштитна подлога од калциум хидроксид, хемиски полимеризирачки Dycal (De Trey Dentsply), прикажани на графикон 2, пресметана е средната вредност која изнесува $CB = 6,12$ и стандардната девијација $CD = 1,28$.



Графикон 3

На графикон 4 е пресметана линија медијана за II^{та} испитувана група I^{ва} подгрупа која изнесува $M = 5,734$.



Графикон 4

- Втора подгрупа

Од пресметаните вредностите за напонот на смолкнување за 10^{те} забни примероци со заштитна подлога од калциум хидроксид, светлосно полимеризирачки - Dycal LC (De Trey Dentsply), прикажани на графикон 5, пресметана е средната вредност која изнесува $CB = 13,07$ и стандардната девијација $CD = 1,84$.



Графикон 5

На графикон 6 е пресметана линија медијана за II^{та} испитувана група II^{ра} подгрупа која изнесува $M = 13,078$.



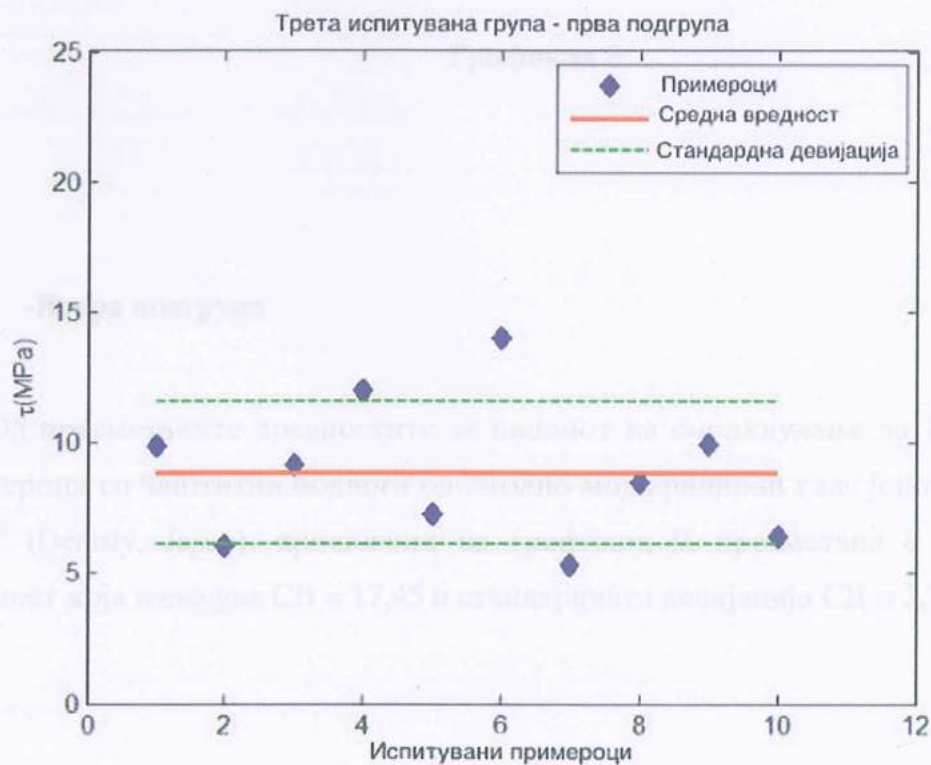
Графикон 6

III-та испитувана група

Со раскинувањето на 20^{те} споени забни примероци со длабоко препарираните кавитети, заштитени со подлоги на база на глас јономер цемент (сендвич техника) и обтурирани со комплетен атхезивен систем (37% фосфорна киселина, атхезив Excite и композит Tetric Ceram) добиени се вредностите за силите на оптеретувањето. Во зависност од видот на глас јономерната подлога ги поделивме во две подгрупи:

-Прва подгрупа

Од пресметаните вредностите за напонот на смолкнување на 10^{те} забни примероци со заштитна подлога од конвенционален глас јономер - Fuji IX (Dentsply, Japan), прикажани на графикон 7, пресметана е средната вредност која изнесува $СВ = 8,76$ и стандардната девијација $СД = 2,57$.



Графикон 7

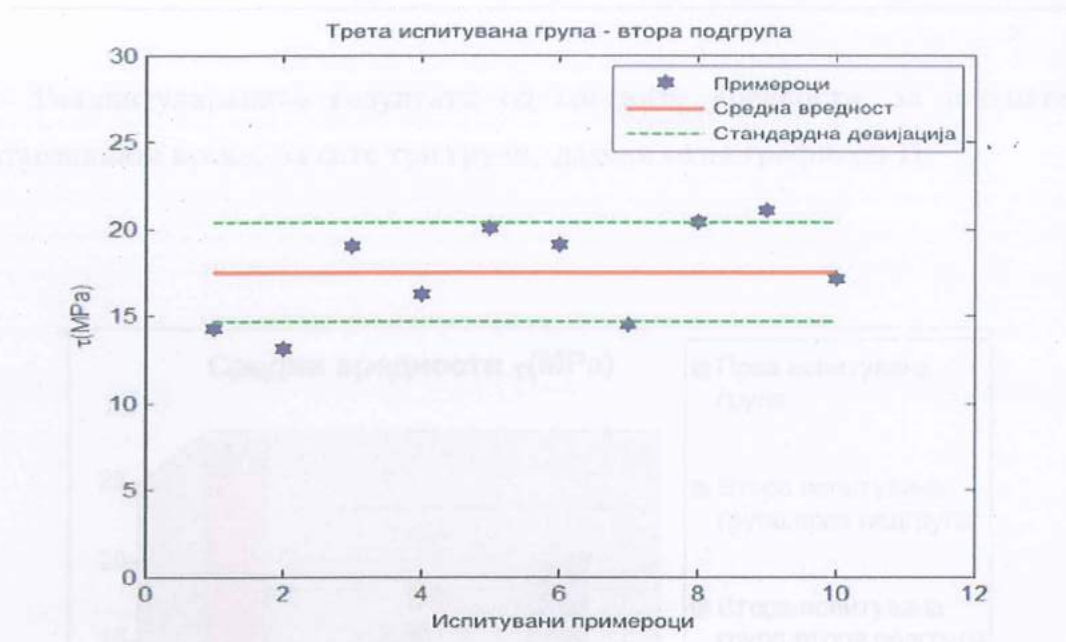
На графикон 8 е пресметана линија медијана за III^{та} испитувана група I^{ва} подгрупа која изнесува $M = 8,695$.



Графикон 8

-Втора подгрупа

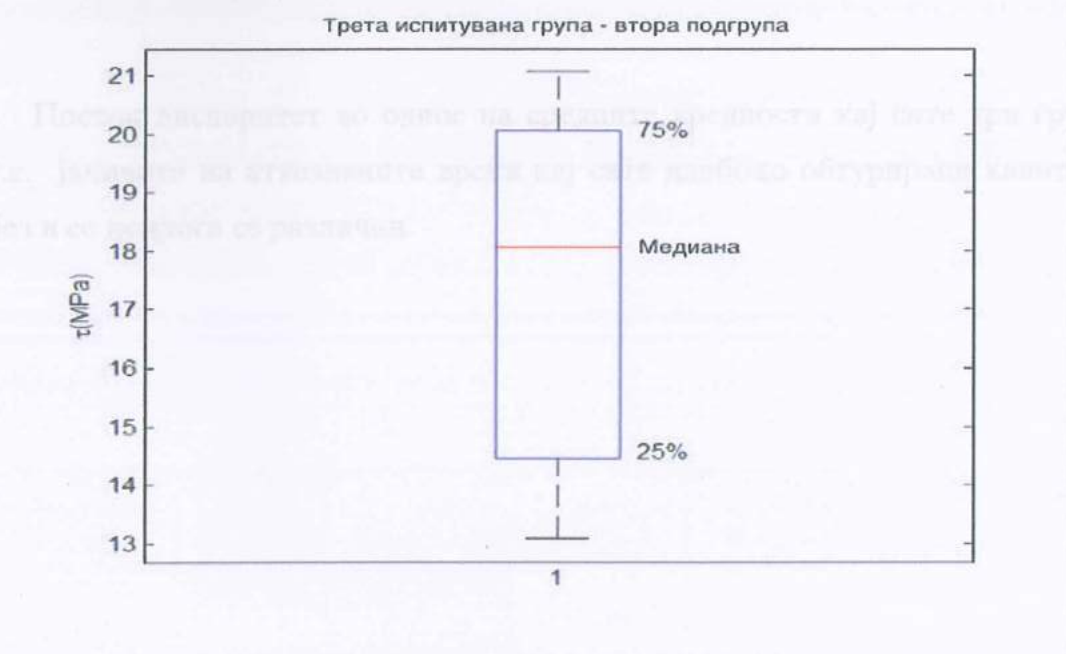
Од пресметаните вредностите за напонот на смолкнување за 10^{те} забни примероци со заштитна подлога од смолно модифициран глас јономер - Fuji II LC (Dentsly, Japan), прикажани на графикон 9, пресметана е средната вредност која изнесува $CB = 17,45$ и стандардната девијација $CD = 2,74$.



Графикон 9

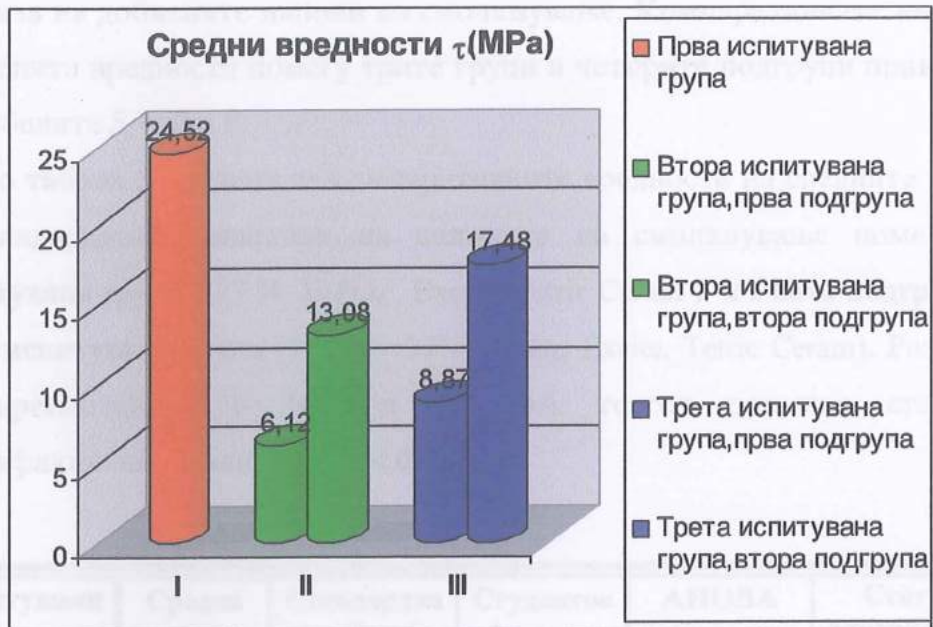
На бокс плотот 5 е прикажана линија медијана добиена од вредностите за напонот на смолкнување кај примероците од III^{та} испитувана група II^{ра} подгрупа. Воедно на бокс плотот се прикажани 25 и 75 перцентили кои го прикажуваат распонот од најмалата до најголемата вредност на напонот на смолкнувањето за сите забни примероци.

На графикон 10 е пресметана линија медијана за III^{та} испитувана група II^{ра} подгрупа која изнесува $M = 18,065$.



Графикон 10

Рекапитулираните резултати од средните вредности, за јачината на атхезивната врска, за сите три групи, дадени се на графикон 11.



Графикон 11

Постои диспаратет во однос на средните вредности кај сите три групи, т.е. јачините на атхезивните врски кај сите длабоко обтурирани кавитети, без и со подлога се различни.

Испитувана примерок	Средна вредност	Стандардна девијација	Статистика T-тест	ANOVA F-тест	Статистика дисперзијалност
I ^{та} Група	24.52	0.00	7.197	82.84	p < 0.001
II ^{та} Група	6.12	0.00			
II ^{та} подгрупа	13.08	0.00			

Табела 6

Споредбена анализа на резултатите

Со преглед на сите добиени резултати од лабораториското испитување направивме статистичка обработка на резултатите добиени со компаративна анализа на добиените напони на смолкнување. Компаративните анализи од добиените вредности помеѓу трите групи и четирите подгрупи прикажани се во табелите 5, 6, 7 и 8.

Во табела 5 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата испитувана група (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram) и I-вата подгрупа од II-рата испитувана група (Dycal + 37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram). Резултатите од пресметаниот t-тест и АНОВА тестот покажаа статистички сигнификантни разлики за $p < 0,001$.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
I ^{ва} Група	23,91	4,54	11,827	139,91	p < 0,001
II ^{ва} Група I ^{ва} подгрупа	6,12	1,28			

Табела 5

Во табела 6 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата испитувана група (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram) и II-рата подгрупа од II-рата испитувана група (Dycal LC + 37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram). Резултатите покажаа статистичка сигнификантност за t - тестот и АНОВА тестот кои изнесуваат $p < 0,001$.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
I ^{ва} Група	23,91	4,54	7,197	52,04	p < 0,001
II ^{ва} Група II ^{ва} подгрупа	13,07	1,84			

Табела 6

Во табела 7 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата испитувана група (37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram) и I-вата подгрупа од Ш-тата испитувана група (Fuji IX + 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram). Резултатите за t - тестот и АНОВА тестот покажаа дека разликите помеѓу нивните вредности се статистички сигнификантни и изнесуваат $p < 0,001$.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
I ^{ва} Група	23,91	4,54	9,732	92,33	$p < 0,001$
III ^{та} Група I ^{ва} подгрупа	8,76	2,57			

Табела 7

Во табела 8 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата испитувана група (37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram) и II-рата подгрупа од Ш-тата испитувана група (Fuji II + 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram). Резултатите покажаа статистичка сигнификантност за t - тестот и АНОВА - тестот кои изнесуваат $p < 0,001$.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
I ^{ва} Група	23,91	4,54	4,113	18,22	$p < 0,001$
III ^{та} Група II ^{ра} подгрупа	17,45	2,74			

Табела 8

Во табелите 9, 10, 11, 12, 13 и 14 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу примероците со поставени подлоги т.е. помеѓу I-вите и II-рите подгрупи на II-рата и III-тата испитувана група. Пресметан е Студентовиот t -тест, а со АНОВА тестот направивме анализа на варијансата за споредба на средните вредности на групите. Ако p е многу мало, се отфрла нултата хипотеза дека средните вредности на групите се исти, односно тогаш постои сигнификантна разлика помеѓу групите.

Во табела 9 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата подгрупа од II-рата испитувана група (Dycal + 37 % H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram) и II-рата подгрупа од II-рата испитувана група (Dycal LC + 37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram). Резултатите покажаа статистичка сигнификантност за t -тестот и АНОВА тестот кои изнесуваат $p < 0,001$.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t -тест	АНОВА F-тест	Статистичка сигнификантност
II ^{ра} Група I ^{ва} подгрупа	6,12	1,28	9,772	95,95	$p < 0,001$
II ^{ра} Група II ^{ра} подгрупа	13,07	1,84			

Табела 9

Во табела 10 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата подгрупа од II-рата испитувана група (Dycal + 37 % H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram) и I-вата подгрупа од III-тата испитувана група (Fuji IX + 37 % H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram).

Резултатите за t - тестот и АНОВА тестот во ова табела покажаа статистичка сигнификантност, но не многу висока, $0,01 < p < 0,05$.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
II ^{ра} Група I ^{ва} подгрупа	6,12	1,28	2,901	7,57	0,01 < p < 0,05
III ^{та} Група I ^{ва} подгрупа	8,76	2,57			

Табела 10

Во табела 11 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата подгрупа од II-рата испитувана група (Dycal + 37 % H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram) и II-рата подгрупа од III-тата испитувана група (Fuji II + 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram). Резултатите од пресметаниот t - тест и АНОВА тестот покажаа статистички сигнификантни разлики за $p < 0,001$.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
II ^{ра} Група I ^{ва} подгрупа	6,12	1,28	11,843	126,23	p < 0,001
III ^{та} Група II ^{ра} подгрупа	17,45	2,74			

Табела 11

Во табела 12 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата подгрупа од III-тата испитувана група (Fuji IX + 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram) и II-рата подгрупа од III-тата испитувана група (Fuji II + 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram). Резултатите за t - тестот и АНОВА тестот покажаа дека дека разликите помеѓу нивните вредности се статистички сигнификантни и изнесуваат $p < 0,001$.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
III ^{та} Група I ^{ра} подгрупа	8,76	2,57	7,302	47,99	p < 0,001
III ^{та} Група II ^{ра} подгрупа	17,45	2,74			

Табела 12

Во табела 13 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу II-рата подгрупа од III-тата испитувана група (Fuji II + 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram) и II-рата подгрупа од II-рата испитувана група (Dycal LC + 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram). Резултатите за t - тестот и АНОВА тестот во ова табела покажаа висока статистичка сигнификантност за p < 0,001

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
III ^{та} Група II ^{ра} подгрупа	17,45	2,74	4,187	15,78	p < 0,001
II ^{та} Група II ^{ра} подгрупа	13,07	1,84			

Табела 13

Во табела 14 дадени се компаративните вредности на средните големини и стандардните девијации на напоните на смолкнување помеѓу I-вата подгрупа од III-тата испитувана група (Fuji IX + 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram) и II-рата подгрупа од II-рата испитувана група (Dycal LC + 37 % H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram). Резултатите од пресметаниот t- тест и АНОВА тестот покажаа статистички сигнификантни разлики за p < 0,001.

Испитувани примероци	Средна вредност	Стандардна девијација	Студентов t - тест	АНОВА F - тест	Статистичка сигнификантност
III ^{та} Група I ^{ва} подгрупа	8,76	2,57	4,296	16,61	p < 0,001
II ^{та} Група II ^{ва} подгрупа	13,07	1,84			

Табела 14

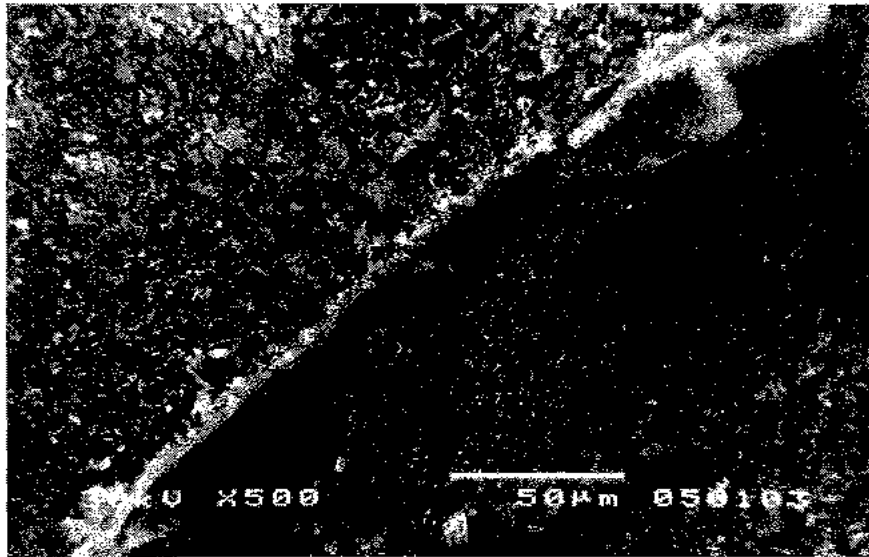
Резултати од испитувањата со СЕМ

Во ова истражување направивме ултраструктурна анализа на допирните површини (интерфејсот) на забните примероци, помеѓу тврдите забни структури (емајлот и дентинот) и комплетниот атхезивен систем. Анализата со електронската микроскопија ја изведовме со различни зголемувања (x50 - x5000), на напречните пресеци кај сите забни препарати.

Анализата со електронската микроскопија на препаратите од I-вата испитувана група, (комплетен атхезивен систем - 37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram) и тврдите забни структури (емајл и дентин) покажаа одлични маргинални рабови, без присуство на маргинални процепи.

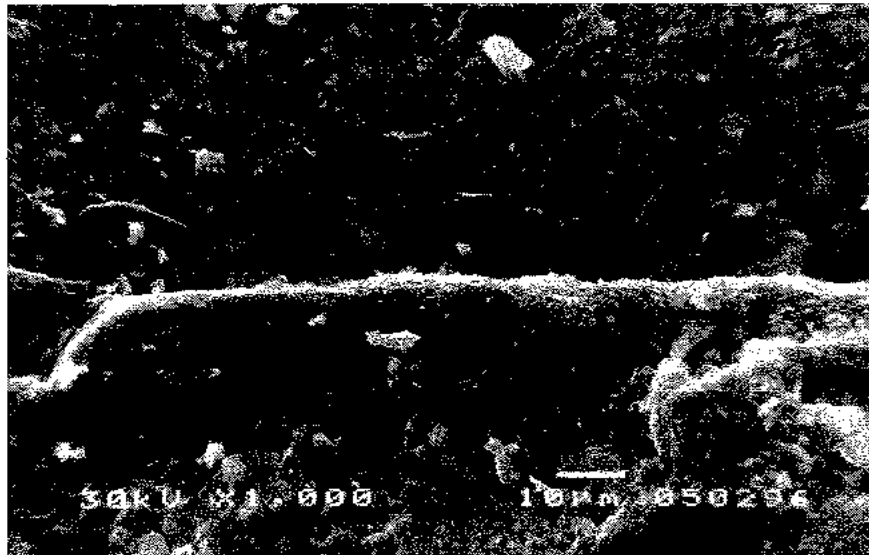
На испитуваниот забен препарат при зголемување од 500x се гледа солиден атхезивен спој, помеѓу емајлот и композитот. Линијата на раздвојување кај препаратот се гледа подеднакво кај емајлот и композитот, што укажува на јачината на врската помеѓу нив. Кај препаратите јасно се гледа итимниот припој од смола, со која композитот атхерира за површината на нагризениот емајл. Сл.1.

Слика 3. СЕМ 100x: Интерфејс дентин - композит и композит - емајл



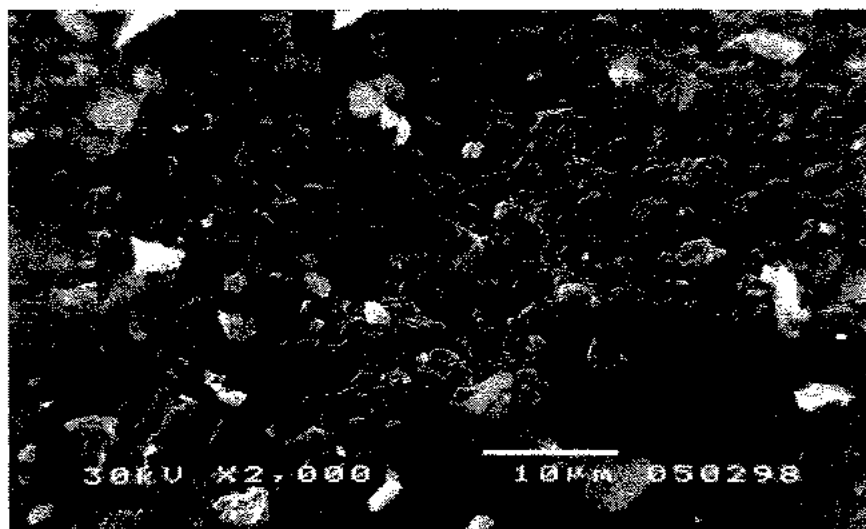
Слика 1. SEM 500x Интерфејсот емајл и композит

При зголемување од 1000x на препаратот се гледа континуиран адхезивен слој помеѓу дентинот, адхезивот и композитот. На допирната површина помеѓу дентинот (доле) и композитниот материјал (горе) е формирана смолесто- дентинска зона т.н. хибриден слој, каде се гледа пенетрацијата на смолата во дентинските тубули. Сл. 2.



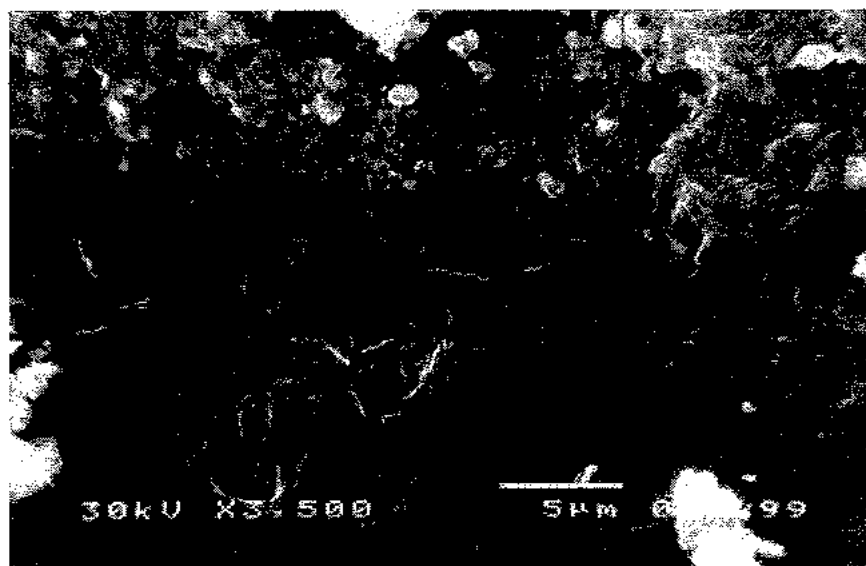
Слика 2. SEM 1000x Интерфејс, дентин, композит и хибриден слој

На СЕМ микрографиите од некои забни препарати, при зголемување од 2000x, се забележа и присуство на размазен слој (smear layer). Сл. 3.



Слика 3. СЕМ 2000x 3. Размазен слој врз спојот дентин, атхезив и композит

При зголемување од 3500x се гледа атхезивната врска помеѓу дентинот, атхезивот и композитот и репрезентативно формируваниот хибриден слој со формациите од смолести траки во деминерализираните дентински тубули. Сл. 4.

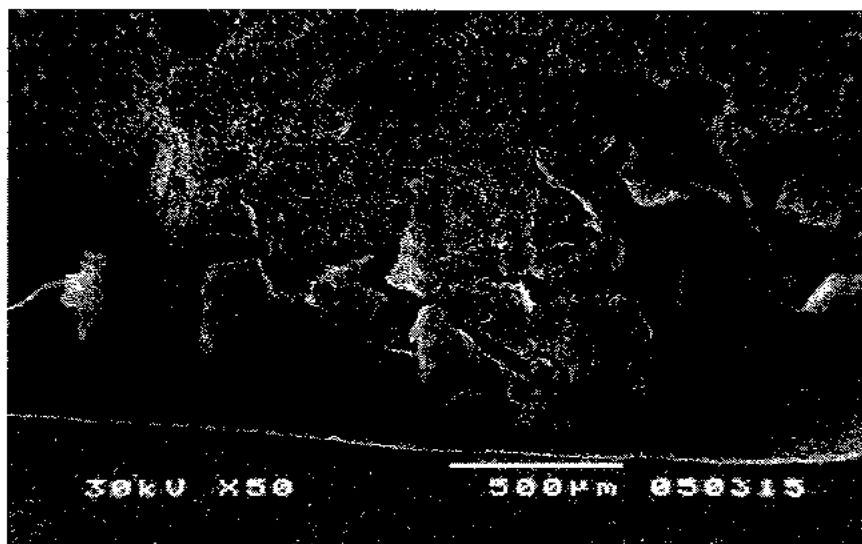


Слика 4. СЕМ 3500x Хибриден слој помеѓу дентинот и композитот

Со скенинг електронската микроскопија на препаратите од II-рата и III-тата испитувана група, каде имавме поставено подлоги на дното од кавитетит, го анализираваме микропросторот помеѓу дентинот, подлогите, атхезивот и композитниот материјал.

Микрографиите на препаратите од II-рата испитувана група, (со подлоги од калциум хидроксид) ги поделивме во подгрупи:

I-вата подгрупа, со подлога од Dycal-хемиски полимеризирачка. Со набљудување на надолжниот пресек на забниот препарат, со зголемување од 50x, јасно се гледа нехомогената, растресита структура на подлогата од Dycal, со голем број од микропростори. Сл.5.



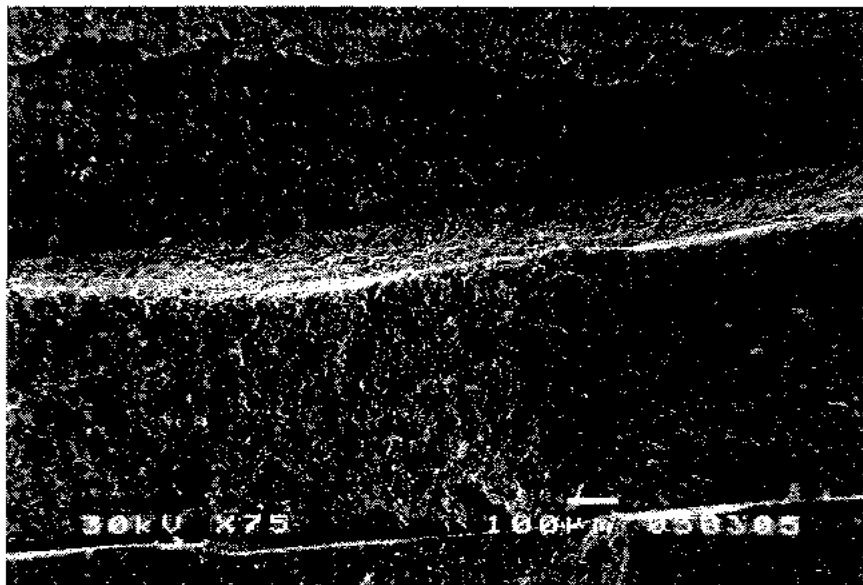
Слика 5. СЕМ 50 Подлогата од Dycal, помеѓу дентин и композит

При поголемо зголемување од 750 x се гледа голем микропростор помеѓу подлогата од Dycal и композитот. Сл. 6.



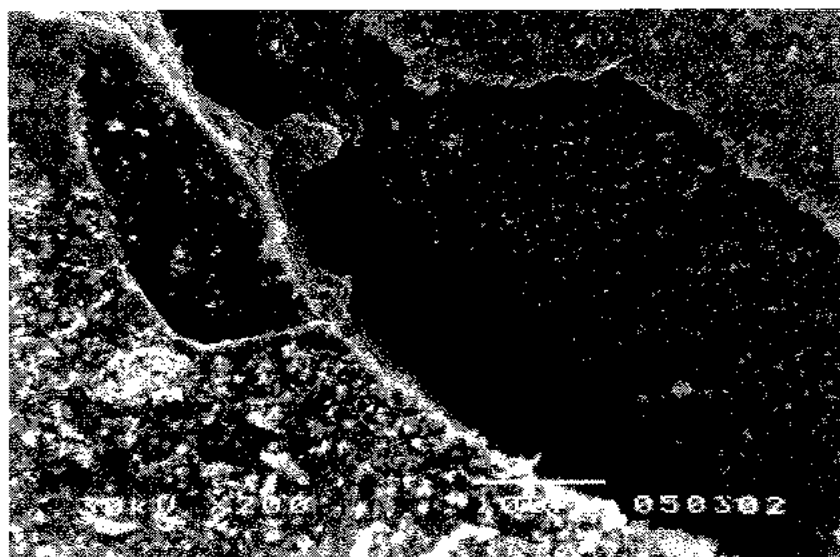
Слика 6. SEM 750x Подлогата од Dycal и микропростор помеѓу дентинот и композитот

И-рата подгрупа, со подлога од Dycal LC- светлосно полимеризирачка. При зголемување од 75x се гледа како подлогата налегнува на дентинот, но се појавува микропростор кон композитот. Порозноста на подлогата поставена со сендвич техника е јасно видлива на надолжниот пресек на препаратот. Сл. 7.



Слика 7. SEM 75x Подлогата од Dycal LC и микропростор кон композитот

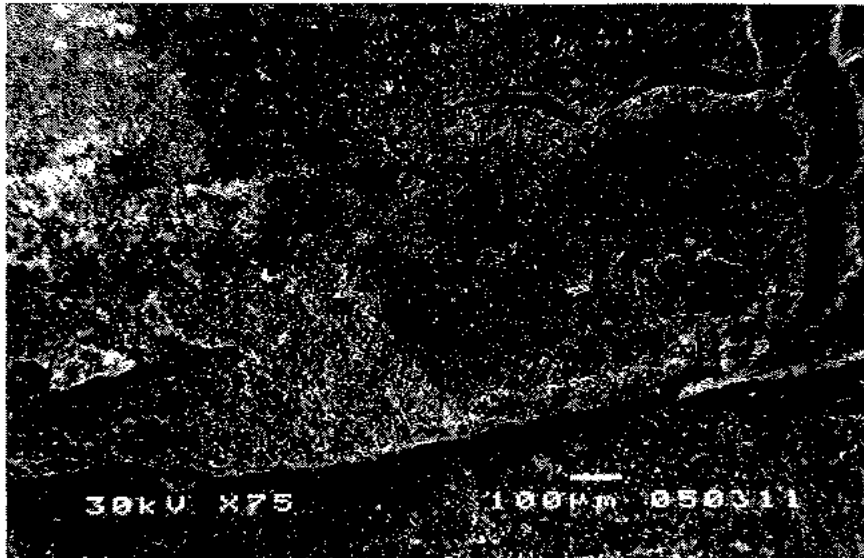
На поголемо зголемување од 200x ја забележуваме подлогата од Dycal LC и големиот микропростор. На овој препарат се гледа атхезивен тип на одвојувањето на подлогата (десно), од дентинот (лево) кон композитната маса. Сл. 8.



Слика 8. СЕМ 200x Подлогата од Dycal LC и голем микропростор помеѓу дентинот и подлогата

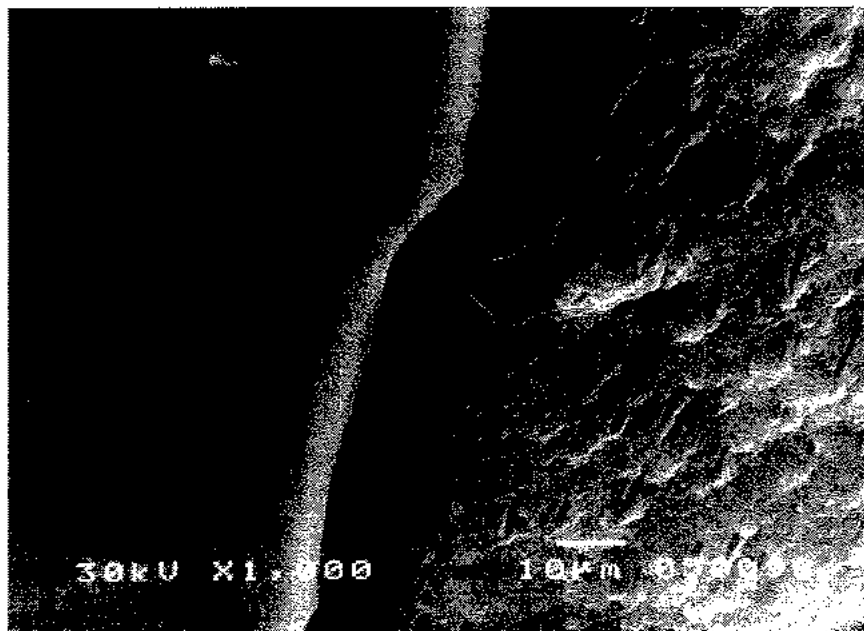
Микрографиите направени со електронската микроскопија, на препаратите од **III-тата испитувана група** (со подлоги од глас јономер), исто така беа поделени во две по групи:

I-вата подгрупа- препарати со подлоги од Fuji IX- конвенционален глас јономер. Со набљудување на надолжниот пресек, при зголемување од 75x, забележани се микропростори и дисконтинуитет на целиот маргинален раб, помеѓу подлогата, дентинот и композитот. Во самата подлога се забележуваат поголеми и помали шуплини кои не можат да се наречат микропростори. Сл. 9.



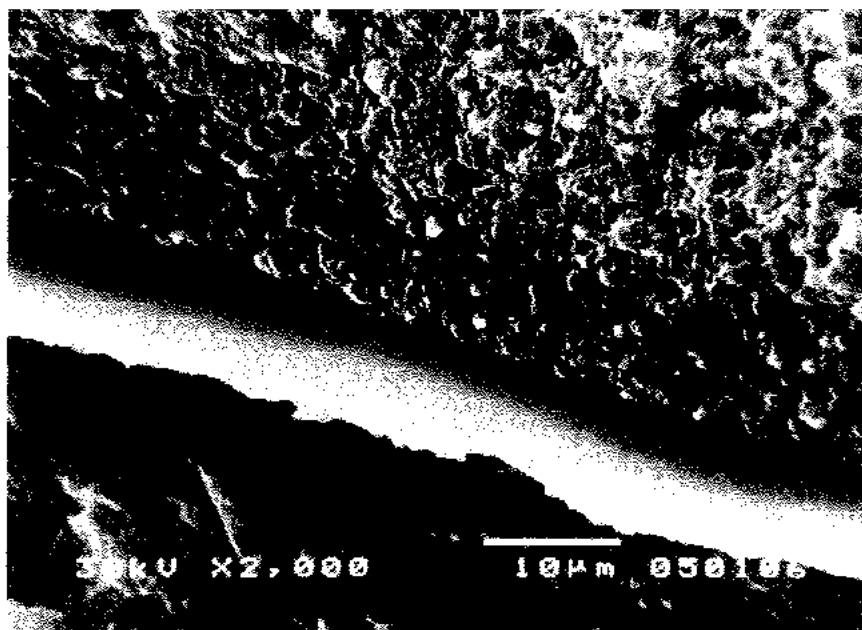
Слика 9. SEM 75x Подлогата од Fuji IX и дисконтинуитет на целата маргинална ивица

При зголемување од 2000 x се гледа голем маргинален простор, помеѓу дентинот (десно) и глас јономерната подлога(лево). Сл. 10.



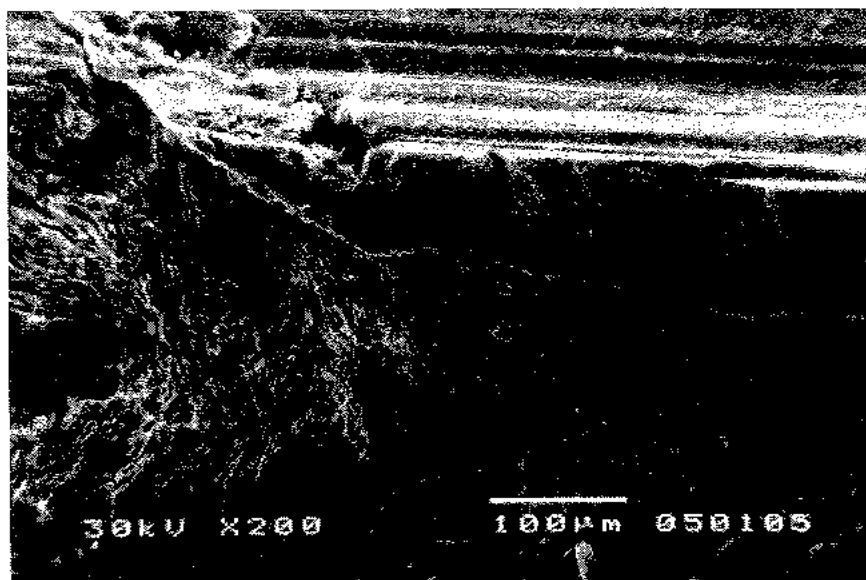
Слика 10. SEM 2000x голем маргинален процеп помеѓу Fuji IX и дентинот

На слика 11, на поголемо зголемување од 2000x, се гледа големиот маргинален простор, резултат на атхезивен тип на одвојување, дентинот (доле) и глас јономерната подлога (горе).



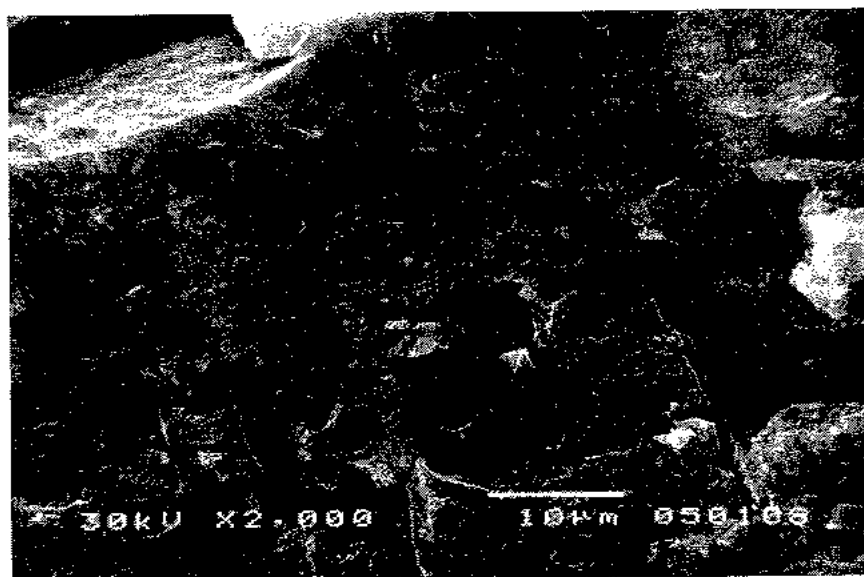
Слика 11. СЕМ 2000x. Голем маргинален процеп помеѓу Fuji IX и дентинот

II-рата подгрупа - се препарати со подлоги од смолно модифициран глас јономер - Fuji II LC. Анализата на надолжниот пресек на микрографиите кај овие препарати при зголемување од 200x ни покажа неадекватното атхерирање на смолно модифицираната подлога, врз дентинското дно. Целосно е присутен дисконтинуитет на маргиналниот раб. Има и присуство на голем број микропростори. Сл. 12.



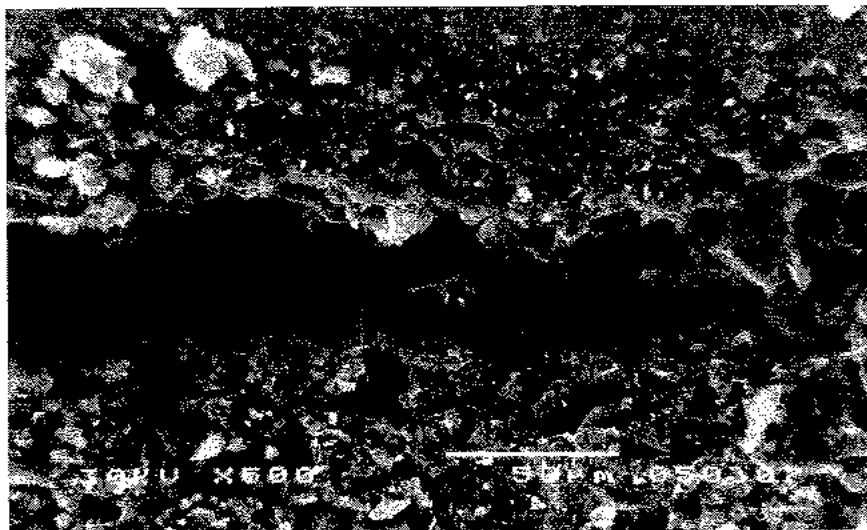
Слика 12. SEM 200x - голем маргинален гап помеѓу Fuji II LC и дентинот

На поголемо зголемување со SEM 2000x, на напречен пресек се набљудува интерфејсот помеѓу Fuji II LC и дентинот, и делумно формиранiot хибриден слој. Смолата е нецелосно инкорпорирана во деминерализираните дентински тубули, сиромашна со смолести траки и латерални гранки. Сл. 13.

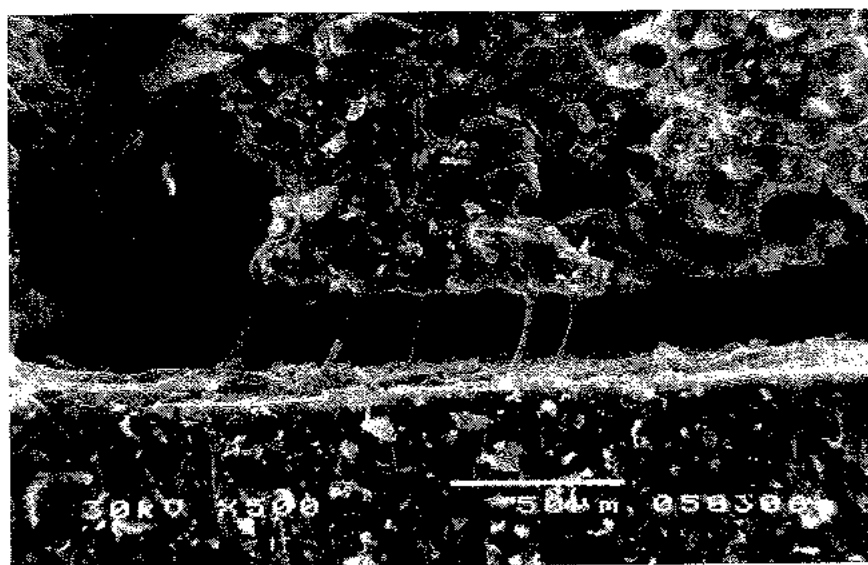


Слика 13. SEM 2000x Дисконтинуитет во формиранiot хибриден слој помеѓу Fuji II LC и дентинот

При зголемување од 500x, се гледа микропросторот помеѓу подлогата од смолно модифициран глас јономер и дното на кавитетот, со ретки и фрактурирани смолести траки. Сл. 14 и Сл. 15.

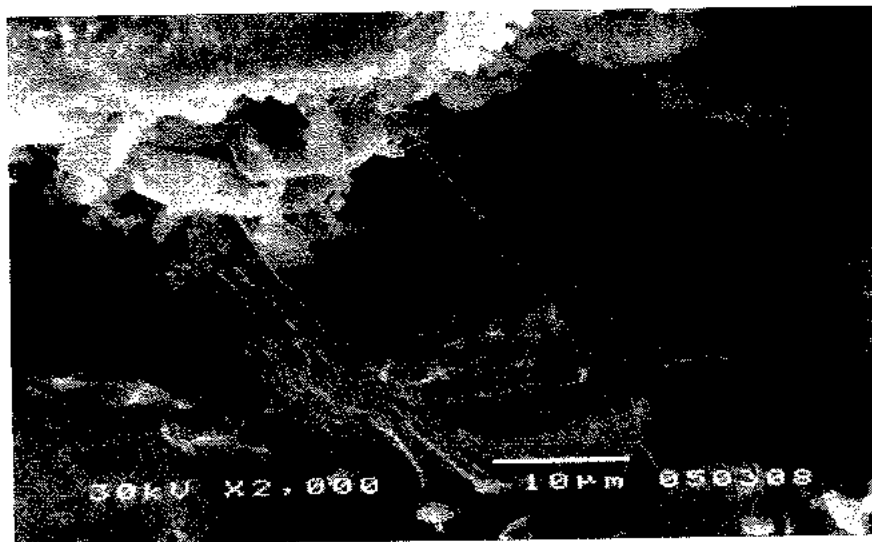


Слика 14. SEM 500x Атхезивната врска, помеѓу Fuji II LC и дентинот



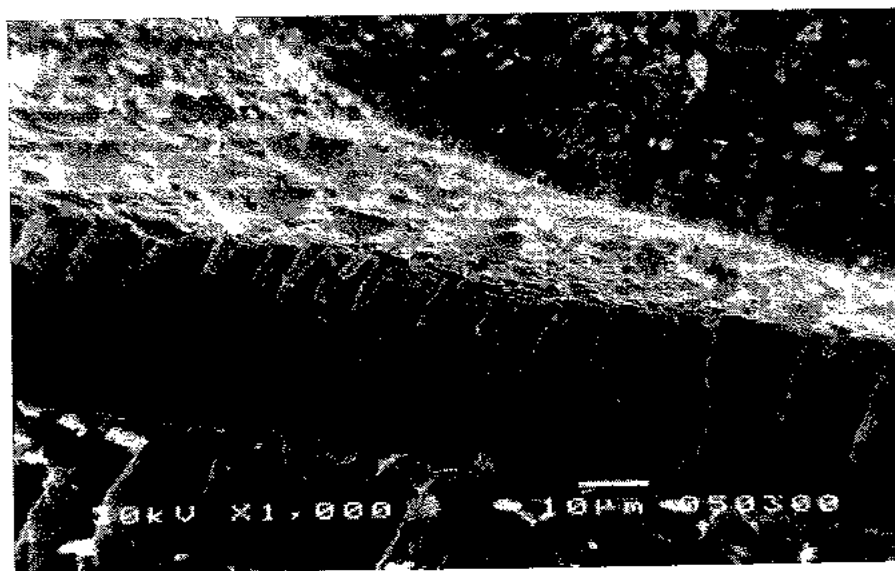
Слика 15. SEM 500x - Атхезивната врска помеѓу, Fuji II LC и дентинот

На поголемо зголемување од 2000x, видовме фрактурирани смолести траки и нарушената структура на атхезивна врска, меѓу смолно модифицираната подлога и дното. Сл. 16.



Слика 16. SEM 2000x Фрактурирани смолести траки помеѓу Fuji II LC, атхезив и дентинот

Формираните смолести траки помеѓу Fuji II LC, атхезивот и дентинот и маргинален процеп, при зголемување од 1000x. Во дентинот делумно формиран хибриден слој, со дисконтинуитет во хибридниот слој и одделени смолести траки од дентинот. Сл. 17.



Слика 17. SEM1000x Односот помеѓу Fuji II LC, атхезив (горе) и дентинот(доле), одвоени смолести траки од дентинот

ДИСКУСИЈА

Со користењето на комплетните атхезивните системи во реконструктивната стоматологија се постигнуваат максимални вредности за јачината на атхезивната сила за тврдите забни ткива.^{6,9,10,29,30,59,79} Атхезивните системи со емајлот формираат механичко - хемиска врска каде механичката е доминантна. Спојот помеѓу нагризениот емајл и композитните полнења треба да биде доволно цврст за да се спротисти на силите на контракцијата од композитните материјали, со што би се редуцирала и појавата на микропростори, меѓу тврдите забни ткива и композитните материјали.^{2,4,7,12, 25,37}

На СЕМ испитувањата во нашата студија, кај забните препарати, интерфејсот помеѓу емајлот и композитниот материјал, покажа континуитана маргинална адаптација, без појава на микропростори. Причина за ова е фактот дека е постигнатата појака атхезивна врска помеѓу атхезивниот систем со емајлот, од силата која се јавува при полимеризационото контрахирање на композитниот материјал.^{12,25,37,43,71}

Атхезивните системи со дентинот би требало да постигнат хемиско-механичка врска со доминантна хемиска компонента.¹⁴³ Дентинската атхезија е многу покомплексна и претставува инфилтрација на смолата во нагризениот дентин, формирајќи микромеханичка врска со парцијално деминерализираниот дентин кој ја сочинува основата (лежи под) на хибридниот слој или смолесто интердифузионата зона.¹⁴⁷

За да се постигне солидна атхезија за дентинот неопходни се повеќе чекори, започнувајќи од апликација на киселината за отстранување на размазениот слој т.е. џеповите од дебрис, проширување на дентинските тубули и деминерализација на почетниот дел од дентинот. Со киселинското растворање на минералите од апатитот, кои ги прекриваат колагените влакна, се откриваат канали од 20 - 30 нм. На овој начин се овозможува продирање на хидрофилните атхезивни мономерни и стабилизирање на делумно деминерализираниот површински слој на интертубулусниот дентин, по што следи полимеризацијата. На овој начин се формира дентинско полимерна структура, т.н. хибриден слој. Токму овој хибриден слој се смета за клуч за јака, квалитетна и долготрајна врска.^{6,9,16,17,21,29,34,79,94}

Со употреба на новите генерации на атхезивни средства се постигнува и компензација на полимеризациското контрахирање, кое е евидентно при употреба на комплетните атхезивни системи.^{40,79,86,142} Со хемиската полимеризација се постигнува и интимно налегнување на композитните материјали, врз препарирани површини на тврдите забни ткива.¹⁴¹

Главната причина за овие наши, ин витро испитувања беше да се добие реална слика за јачината на композитните реставративни материјали со тврдите забни ткива (емајлот и дентинот), во длабоко препарирани кавитети. Исто така извршени се и мерења на јачината на силата помеѓу атхезивните системи (киселина, атхезив и композит) и површините на длабоко препарирани кавитети каде беа аплицирани различни видови на подлоги. Употребата на заштитни подлоги, кај подлабоките кавитети, се смета како доктринарен став на голем број производители на композитните материјали.^{60, 61, 62, 104, 112, 137}

Според голем број на лабораториски испитувања се смета дека со мерењето на напонот на смолкнување се добиваат веродостојни тестови за процена на јачината на адхезивната врска, при користење на адхезивните системи. Со комплетното придржување на упатствата дадени од производителите за користење на атхезивните системи и со пресметување на напонот на смолкнување во МПа (kgf/cm^2), во ин витро тестирања, се добиваат вредности, кои во голема мера ги репрезентираат клиничките услови.^{115, 116}

Резултатите од истражувањата на многу автори, ин витро, за вредноста на напонот на смолкнување, добиени при раскинување на длабоко препарирани емајлови и дентински површини, третирани со различни видови атхезивни системи се различни. Сепак нивните вредности несигнификатно се разликуваат едни од други, постигнувајќи максимална јачина на атхезивна сила помеѓу тврдите забни ткива и атхезивните системи.^{7,8,10, 48, 58, 59, 61, 86}

Според истражувањата на Barneir WW и Cooley RL се смета дека со лабораториската тестирање на атхезивни системи се обезбедува механизам на скрининг и компарација на новите атхезивни системи, чии перформанси би се потврдиле со долготрајни клиничките испитувања.⁵⁶

Јачината на атхезивната врска несомнено зависи и од контракцијата на композитниот материјал која се одвива во сите три димензии и тежнее со својата снага да го оддели композитниот материјал од дентинската подлога и да формира микропростори. Секој микропростор (гап, зјап) е идеален медиум за пасажа на течности, хемиски супстанции, бактерии и нивните продукти, помеѓу дентинската структура и композитниот материјал. Идеално би било да се постигне атхезивна врска без микропростори и без микропротекување, кое во клинички услови е тешко да се постигне.^{22,142}

Davidson CL и сор. тврдат дека силата на полимеризациската контракција во тродимензионален модел изнесува околу 20,5 МПа.⁷¹

Munksgaard EC и сор. сметаат дека е потребна сила на атхезија од околу 17 МПа, за да го зачува маргиналниот интегритет на композитното полнење и дентинскиот ѕид од кавитетот.⁷²

Ivanović V. извршил ин витро мерења и утврдил дека јачината на атхезивната врска кај неколку атхезивни системи е различна и изнесува од 13,7 - 26,84 МПа (Scotchbond-2 и Gluma). Статистичката анализа направена меѓу контролната група (глас јономер цемент - Vitrabond) и Scotchbond - 2 била сигнификантна и изнесувала $p < 0,001$, а со Gluma системот $p < 0,02$.¹¹⁵

Со испитувањата во нашата ин витро студија, добиени се вредности за силите на оптоварувањето, помеѓу атхезивните системи (37% фосфорна киселина, атхезив Excite и композит Tetric Ceram) и површините на длабоко препарираните кавитети. Нашите резултати кај I-вата испитувана група, (без подлога) покажаа високи вредности за јачината на атхезивната врска. Со пресметувањето на напонот на смолкнување, при раскинување на тврдите забни ткива (емајл и дентин) од композитниот материјал се доби средната вредност која изнесуваше 23,91 МПа. Овие добиени резултати се во согласност со голем број автори.^{59,99,103,112,124,154,156}

Земајќи ја во обзир референтната вредност за силата на полимеризациската контракција на композитните материјали и добиената средна вредност за јачината на атхезивната сила, испитуваните Excite - Tetric Ceram, успешно би се спротиставиле на појавата на микропукнатини и би обезбедиле подобра ретенција на полнењето.

Во компаративна студија **Khatri A и сор.** направиле испитувања на силата на атхезивната врска помеѓу конвенционалните композити и наноконмпозитите. Резултатите добиени од средните вредности за конвенционалните композити изнесувале 21.04 МПа, а за наноконмпозитите 20,78 МПа. Компаративната анализа на резултатите покажала несигнификантност.⁴⁰

Buyukyilmaz и сор. и **Bishara и сор.** во своите истражувања ја одредувале силата на атхезивната врска, постигната со конвенционалната киселинска техника на нагризување и со самонагризувачкиот атхезивен систем (self-etch). Направената компаративна анализа на добиените резултати покажала сигнификантна разлика во корист на симултаното нагризување, а на СЕМ студијата се забележал и одлично формираниот интерфејс.^{95,134}

Споредувајќи ги резултатите за јачината на атхезивната врска, добиени ин витро, кај обтурираните кавитети со комплетниот атхезивен систем и длабоките кавитети, кај кои поставивме подлоги пред обтурирањето со комплетениот атхезивен систем, увидовме силни разлики. На овој начин добиен е широк спектар на податоци за јачината на атхезивната врска, добиена преку пресметаните вредности на средните големини на напонот на смолкнување.¹²⁵

Голем број на лабораториски и клинички испитувања, говорат дека поставувањето на заштитните подлоги кај подлабоките кавитети, влијаат на намалување на јачината на атхезивната врска, добиена со пресметување на напонот на смолкнување помеѓу трвдите забни ткива и композитните материјали.^{60,61,62,70,76,77,80,90}

Доктринарното користење на подлогите под композитните полнења кај длабоко испрепарираниите кавитети било предмет на истражување на голем број автори. Дилемата дали подлогата е неопходна, или не, била испитувана во ин вито и ин vivo студии.^{60,61,87,112}

За клиничарите, при изборот на подлогите во длабоките кавитети, од една страна се внимава на заштита на пулпиното ткиво, а од друга се превенира долготрајноста на реставрациите.

Dominguez SM и сор. во своите хистолошки истражувања, ин витро, сметаат дека калциум хидроксидот е материјал за избор при поставувањето на подлоги кај длабоките кавитети.³⁸

Калциум хидроксидот со својата алкалност постигнува антибактериско дејство, а воедно поставен како подлога е механичка бариера кон пулпиното ткиво. Сепак поради слабите Van der Waals - ови сили со кои калциум хидроксидот атхерира за дентинот, се смета дека немаат атхезивен капацитет.

Прифаќајќи ги овие ставови и **Schuurs AH** и сор. сметаат дека со поставувањето на калциум хидроксидот во длабоките кавитети, ќе се заштити пулпата, формирајќи механичка бариера од бактериите. Воедно ќе се редуцираат и цитотоксичните ефекти на композитните материјали како и температурните промени при нивната полимеризацијата.⁶⁴

Од друга страна **Murray EP** и **Garcia-Godoy F** според своите најнови истражувања ги презентираат ефектите на подлогата од калциум хидроксидот со формирање на тунел дефекти. Фреквенцијата на појава на тунел дефектите кај калциум хидроксидот била 82%, наспроти 42% кај смолно модифицираниот глас јономер. Според оваа студија калциум хидроксидот покажал статистичка сигнификантна разлика во однос на смолно модифицираниот глас јономер. Овој податок сугерира на можна дезинтеграција на подлогата од калциум хидроксид.⁷⁰

Високата солубилност на калциум хидроксидот во вода според **Cox CF** и **Suzuki S** е причина за неговата непостојаност и слабата атхезивна врска со дентинот.³⁹

За разлика од хемиски полимеризирачкиот калциум хидроксид, светлосно полимеризирачкиот калциум хидроксид поседува подобри физички својства и е со редуцирана растворливост.¹²⁹

Dickens SH во својата студија ин витро, ја анализираше јачината на атхезивната врска кај длабоки кавитети, каде поставил подлоги од светлосно полимеризирачка - **Dycal LC** и фосфатен цемент. Добиени се високи вредности за јачината на атхезивната сила кај кавитетите со подлоги од светлосно полимеризирачка - **Dycal LC**. Компаративната анализа помеѓу средните вредности покажала висока сигнификантност.¹⁴⁴

Студија на Taher NM и Ateyan NZ ја детерминираат јачината на атхезивната врска (МПа), во ин витро услови, каде во кавитетите била поставена подлога од светлосно полимеризирачки калциум хидроксид, а потоа кавитетите биле obtурирани со различни композитни материјали. Компаративните анализи на резултатите за јачината на атхезивната врска биле сигнификантно различни и изнесувала $p < 0,05$.¹⁰⁰

За разлика од другите автори нашите истражувања ин витро, кај II-рата испитувана група, во длабоките кавитети, поставивме два вида на подлоги од калциум хидроксид. Кај првата подгрупа поставивме хемиски полимеризирачкиот калциум хидроксид - Dycal, а кај втората подгрупа светлосно полимеризирачка калциум хидроксид - Dycal LC. При раскинување на забните примероци, ја добивме јачината на атхезивната врска, одредена со вредностите за напонот на смолкнување и ја пресметавме вредноста на средната големина. Кај првата подгрупа средната вредност изнесуваше 6,12 МПа, а кај втората подгрупа 13,07 МПа. Статистичката анализа и компарација на вредностите на средните големини, помеѓу I-вата испитувана група (без подлога) забни примероци и II-рата испитувана група I-ва подгрупа (Dycal) покажа висока статистичка сигнификантност од $p < 0,001$. Исто така статистичката анализа и компарација на вредностите на средните големини, помеѓу I-вата испитувана група (без подлога) забни примероци и II-рата испитувана група II-рата подгрупа (Dycal LC) покажаа статистичка сигнификантност од $p < 0,001$. Воедно беше направена и компаративна анализа помеѓу вредностите на средните големини добиена од сите забни примероци во II-рата испитувана група. Со статистичката анализа на вредностите на средните големини, помеѓу II-рата испитувана група I-ва подгрупа (Dycal), и II-рата испитувана група II-ра подгрупа (Dycal LC) добивме разлика статистички значајна која изнесуваше $p < 0,001$.

Глас јономерите како биокомпатибилни материјали за забните структури ги користиме не само за трајни реставрации туку и во комбинација со композитните материјали.

Повеќемина истражувачи укажале на разликите меѓу конвенционалните и смолно модифицираните глас јомери. Според нив употребата на двата типа цемента, како подлоги под композитните реставрации т.н. сендвич

техника е оправдано со оглед на нивните својства. Својството на глас јономерите континуирано да ослободуваат флуор, а при тоа да не губат од физичките особини е од особен интерес. Докажана е зголемената концентрација на флуор во плунката во присуство на глас јономерите. Способноста за атхерирање на глас јономерните цемента за тврдите забни ткива ја постигнуваат со помош на механичка, како и хемиска врска. Од друга страна глас јономерите се многу подложни на дехидратација, така што влажноста е битен фактор за нивните физичко хемиските особини. При дехидратацијата материјалот се контрахира и се појавува микропукнатина на местото на интерфејсот. За опстојувањето на една реставрација во кавитетите од посебен интерес е и отпорноста на материјалот кон секундарен кариес, како и микропротокот на рабовите помеѓу кавитетот и реставративниот материјал.

Radosavljević R и сор. со нивното СЕМ истражување дошле до заклучок дека средните вредности на микропукнатините кај цинк-фосфатен цемент и глас јономер цементот се четири пати поголеми, од средните вредности кај композитните полнења.¹⁴⁸

Според студијата на **Ѓоргиевска Е** способноста на глас јономерите за ослободување на флуор и алуминиум, кои со текот на времето се намалуваат, влијаат при редукција на секундарниот и рекурентен кариес.¹³⁵ Индикативен е и податокот за појава на зони на инхибиција на деминерализацијата кај реставрациите со глас јономер, како и смолно модифицираните глас јономери.¹³⁶

Hotta и Aono ја испитувале јачината на атхезивната врска при употреба на два вида подлоги: конвенционален и светлосно полимеризирачки глас јономер. Тие утврдиле дека светлосно полимеризирачкиот глас јономер подобро атхерира и има поголеми вредности за јачината на атхезивната сила, од конвенционалниот глас јономер.¹³⁹ **Triana и сор.** со нивните истражување ги потврдиле овие резултати.¹⁴⁰

Bell RB и Barkmeier WW во ин витро услови, ја пресметале јачина на атхезивната врска кај седвич техниката со светлосно полимеризирачкиот глас јономер, која била повисока од вредностите добиени со конвенционалниот глас јономер цемент.¹⁴¹

Arweiler NB и сор. во својата студија потврдиле појака адхезивна врска кај смолно модифицираните глас јономери од конвенционалните.¹⁵¹

Од друга страна Tolidis K и сор. во своите истражувања дошле до заклучок дека полимеризационата контракција кај смолно модифицираните глас јономери е помала во однос на комозитните материјали.⁹³

Според Bryant RW и Mahler DB полимеризационата контракција кај смолно модифицираните глас јономери е поголема од конвенционалните глас јономери и е слична со волуменската контракција кај компомерите и композитните материјали.¹⁴³

Opdam NJ со своите соработници направиле ретроспективна клиничка студија во која ги компарирале директните - композитните реставрации со индиректните - сендвич реставрации. Како подлога кај сендвич техниката бил поставен смолно модифициран глас јономер цемент. Тие во своето ин виво истражување, заклучиле дека директните композитни реставрации опстоиле подолг временски период во кавитетите, за разлика од реставрациите со сендвич техника.¹⁸

Врз основа на анализата на резултатите од досегашните истражувања може да се заклучи дека голем број на автори вршеле различни испитувања за кавитетите обтурирани со сендвич техниката. Со целосен респект на резултатите од истражувањата за јачината на адхезивната врска, добиена преку напонот на смолкнување, реализиравме сопствени ин витро, истражувања помеѓу забни примероци во III-тата испитувана група, каде поставивме два вида на подлоги од глас јономер.

Кај првата подгрупа поставивме конвенционален глас јономер - Fuji IX, а кај втората подгрупа смолно модифициран глас јономер - Fuji II LC. При раскинување на забните примероци, ја добивме јачината на адхезивната врска, одредена со вредностите на напонот на смолкнување и ја пресметавме вредноста на средната големина. Кај првата подгрупа, забни примероци со подлога од Fuji IX, средната вредност изнесуваше 8,76 МПа а кај втората подгрупа забни примероци, со подлога од Fuji II LC, беше 17,45 МПа.

Направената компаративна анализа помеѓу вредностите на средните големини, добиена од сите забни примероци во III-тата испитувана група,

помеѓу I-ва подгрупа (Fuji IX) и II-ра подгрупа (Fuji II LC), е статистички високо сигнификантна и изнесува $p < 0,001$.

Исто така направивме и компаративна анализа помеѓу вредностите на средните големини, помеѓу забни примероци од I-вата испитувана група (без подлога) и III-тата испитувана група, I-ва подгрупа (Fuji IX).

Резултатите покажаа висока статистичка сигнификантност и изнесуваа $p < 0,001$.

Висока статистичка сигнификантност добивме и при компаративна анализа помеѓу вредностите на средните големини, помеѓу I-вата испитувана група (без подлога) забни примероци и III-тата испитувана група, II-ра подгрупа (Fuji II LC), која изнесуваше $p < 0,001$.

Иако во литературните податоци не најдовме на компаративни анализи помеѓу вредностите на средните големини, добиени за длабоки кавитети, со подлоги од калциум хидроксид и со глас јономер, нашите резултати добиени со сопствените истражувања, претставуваат прилог во истражувањата од оваа област. Во прилог на тоа направивме и компаративни анализи на средните вредности, помеѓу хемиски и светлосно полимеризирачкиот калциум хидроксид од една страна и конвенционален и смолно модифициран глас јономер од друга страна. Резултатите добиени се со висока статистичка сигнификантност и изнесуваа $p < 0,001$.

Интересен беше податокот добиен при компаративната анализа помеѓу: II-рата испитувана група, I-ва подгрупа, каде забните препарати беа со подлога од DusaI и III-тата испитувана група, I-ва подгрупа, каде забните препарати беа со подлога од Fuji IX. Резултатите од анализата, на средните големини, покажаа сигнификантна разлика, но не многу висока која изнесуваше $0,01 < p < 0,05$.

Со скенинг електронското микроскопирање на забните препарати, се анализираше ултрасруктуралниот изглед на длабоките кавитети, кај кои обтурирањето беше направено со комплетен атхезивен систем и каде се постигна максимално атхерирање. Со анализата на фотографиите добиени со СЕМ, на напречните пресеци на длабоките кавитети обтурирани со комплетен атхезивен систем (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram) не најдовме микропростори. Односот на емајловата површина со композитниот

материјал покажа одлична маргинална адаптација. Постигнатата јачина на атхезивна врска била со доволна јачина да се спротистави на силите на контракцијата на композитниот материјал. Исто така на репрезентативните фотографии направени на поврзувачкиот слој (интерфејсот) помеѓу дентинот и композитниот материјал нема појава на микропростори. Формираниот, континуиран, хибриден слој со смолести траки и акцесорни гранки, кој е резултат на инфилтрацијата на смолата во деминерализираните дентински тубули, допринесува за амортизација на силите на контракција од композитниот материјал.

Со скенинг микроскопските истражувања на **Cerqueria Luz M** и сор. ја обсервирале интердифузионата зона помеѓу длабоко препариран дентин и атхезивните системи. Прикажани се и различните форми и дебелина на формираниот хибридниот слој, кај испитуваните атхезивни системи. Постоела разлика во деминерализираниот дентин, хибридниот слој, пенетрацијата на смолестите траки и атхезивниот слој. Анализата на интердифузионата зона покажала дека таа се разликува во зависност од апликационата техника на атхезивните системи.⁸⁸

Eick JD и сор. сметаат дека формацијата од хибриден слој е есенцијална за идеалната атхезија на композитните материјали за дентинот. Во својата студија тие со помош на ESEM (Environmental SEM), го анализираат поврзувачкиот слој (интерфејсот) меѓу неколку атхезивни системи со дентинската површина. **Scotchbond 1**, **Optibond Solo** и **Prime&Bond NT**, креираат хибриден слој, пенетрирајќи смола во дентинските тубули. За разлика од нив, кај атхезивниот систем **Prompt L - Pop** не се обсервирал хибридниот слој.¹⁴⁵

Dorfer CE и **Stachle HJ**, во својата студија ја опишуваат појавата на нанопроток меѓу дентинот и композитниот материјал. Оваа формација сметаат дека е резултат на некомплетната пенетрација на атхезивниот систем во колагената мрежа, од деминерализираниот дентин. Како можна причина за нанопроток се смета дека може да биде несоодветната примена на адхезивните системи (времето на нагризување, влажноста на дентинот и.т.н.). Се смета дека присуството на овие микроканални влијаат на врската меѓу дентинот и атхезивните системи и ја редуцира атхезивната врска.¹²⁴

Резултатите од истражувањата на Prati C и сор. сугерираат дека формиранiot хибриден слој не е во корелација со јачината на атхезивната врска.⁶

Hashimoto M и сор. ја споредувале дебелината на формиранiot хибриден слој во зависност од времето на киселинското нагрзување. Резултатите од истражувањето покажале дека пролонгираното време на нагрзување резултира со слаба атхезивна врска и со деминерализиран дентин без хибриден слој.¹²⁰

Од друга страна, заштитните подлоги поставени на дното од длабоките кавитети, би влијаеле на магриналната адаптација на комплетниот адхезивен систем врз тврдите забни ткива. Причините за појавата на микропростори се мултикаузални и одлучувачки дали една реставрација ќе опстои или не и дали ќе се развие секундарен кариес, или некое пулпино заболување. Микропросторот помеѓу тврдите забни ткива и реставрациите е главен фактор кој влијае на долготрајноста на денталните реставрации. Затоа превенцијата од микропросторот е од посебен интерес за клиничката пракса.

Во нашата студија, со скенинг електронското микроскопирање на забните препарати, направивме анализа на поврзувачкиот слој (интерфејсот) на двата вида подлоги од калциум хидроксид и двата вида глас јономери со дентинот. На направените СЕМ фотографии го анализиравме поврзувачкиот слој (интерфејсот) помеѓу дентинот и калциум хидроксидот (Dycal i Dycal LC) од една страна и атхезивниот систем (37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram).

Поврзувачкиот слој, помеѓу атхезивниот систем (37% H₃PO₄, Excite, Tetric Ceram) и Dycal подлогата, покажа појава на голем број микропростори. Дисконтинуираната и слаба маргинална адаптација може да се објасни со непостојаноста на хемиската врска помеѓу композитот од една страна и подлогата од хемиски полимеризирачки калциум хидроксид. Се смета дека појавата на овој тип на микропростори кај подлогата од Dycal, не се можна причина за иритација на пулпата, туку поради слабата подпора на композитниот материјал на овој тип на подлога, можна е нестабилност (неретензивност) на полнењето.

За разлика од подлога со хемиски полимеризирачки калциум хидроксид, во поврзувачкиот слој помеѓу подлогата од светлосно полимеризирачки калциум хидроксид Dycal LC и атхезивниот систем (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram), се појави порозност во самата подлога, но и појава на микропростори кон дентинската површина. Причините за ова појава се полимеризациската контракција на композитниот материјал, со која подлогата се повлекува од дентинското дно и се појавуваат микропросторот. Во овој случај појавата на атхезивен тип на одделување е резултат на појаката атхезивна врска настаната помеѓу DycalLC/ Excite, Tetric Ceram, одколку помеѓу DycalLC/ дентин.

Paradaков М и сор. со СЕМ студија го анализираат поврзувачкиот слој меѓу атхезивниот систем и два вида подлоги од калциум хидроксид (хемиски и светлосно полимеризирачки). Според нивните, ин витро, СЕМ анализи на поврзувачкиот слој (интерфејсот) композит/подлога и дентин/подлога, биле забележани микропростори, за кои сметаат дека се формирале како резултат на полимеризационото контрахирање на композитниот материјал. Dycal подлогата била одделена од дентинското дно, а подлогата од Dycal LC биле видени поголеми и помали микропростори.¹⁰⁷

Goracci G, Mori G. во својата ин витро, СЕМ студија, го демонстрирале поврзувачкиот слој помеѓу дентинот и калциум хидроксидот - Dycal од една страна и композитните реставрации - Scotchbond, од друга страна, поставени во длабоки кавитети. Ултраструктуралната анализа покажала полимеризациско контрахирање на композитот, кое го сепарирало калциум хидроксидот од дентинската површина. Формираниот меѓупростор бил со големина од 8 - 15 μm .³⁹

Во ин витро студијата на **Hallett KB F** и **Garcia-Godoy F** го компарирале микропросторот помеѓу сендвич реставрациите со конвенционален и смолно модифициран глас јономер. На СЕМ обсервацијата биле анализирани формираните микропроцепи. Смолно модифицираниот глас јономер покажал статистички помал микропростор во споредба со конвенционален глас јономер.¹⁰⁵

Исто така во нашата студија, направивме и не помалку репрезентативни СЕМ фотографии, каде го анализираме поврзувачкиот слој (интерфејсот)

меѓу адхезивниот систем, дентинот и глас јономерниот цемент (Fuji IX i Fuji II LC). На напречниот пресек на забните препарати, со подлогата од Fuji IX и обтурирани со атхезивниот систем (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram) кој го користевме во нашата студија, забележан е атхезивниот тип на одделување. Во самата подлога се забележуваат порозности со помал и поголем обем. Дисконтинуираната и слаба маргинална адаптација може да се објасни со непостојаноста на хемиската врска помеѓу дентинот и глас јономерот и помалата јачина на атхезивна врска од јачината на полимеризационата контракција на композитниот материјал.

Во студијата на **Горгиевска Е.** глас јономерите, покажале тенденција за појава на отворени рабови, додека материјалите врз база на композитни смоли имале подобра маргинална адаптација. Нејзините резултати говорат дека адаптацијата била сигнификантно подобра кај кондиционираните примероци¹³⁶

Направените СЕМ фотографии на напречниот пресек на забните препарати, со подлогата од Fuji II LC и обтурирани со атхезивниот систем (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram), покажаа сиромашна атхезивна врска помеѓу смолно модифицираниот глас јономер и дентинот. Делумно формируваниот хибриден слој како резултат на нецелосно инкорпорирање на смолата во деминерализираниот дентин, беше со слаба атхезивна врска. Формираните смолести траки беа одделни од деминерализираните дентински тубули. На репрезентативните СЕМ фотографии се забележуваат раскинати и ослабени смолести врски, поради јачината на полимеризационата контракција од композитниот материјал.

Во студијата на **Chung SF** и сор. ја анализирале маргиналната адаптација на различни видови подлоги поставени со сендвич техника. Како подлоги во длабоки кавитети тие поставиле: смолно модифицирани глас јономер, компомер и течен композит. Кај подлогата од смолно модифицираниот глас јономер имало добра маргинална адаптација, но повеќе порозитет во длабоките реставрации.¹⁵⁵

Вона AD и сор. го истражувале влијанието на киселинското нагризување врз подлогите, аплицирани со сендвич техника. Тие сугерираат дека композитното обтурирање не зависи толку од киселинското нагризување,

колку од типот на подлогата. Исто така тие потврдиле дека смолно модифицираниот глас јономер подобро пенетрира во деминерализираниот дентин од конвенционалниот тип на глас јономер.⁷⁵

Prati C и Montanari P на основа на една компаративна студија меѓу атхезивните системи и глас јономерните цементи и нивната можност за намалување на микропросторот околу композитните полнења, заклучиле дека глас јономерите не можат да овозможат добро рабно затварање, како при аплицирање на атхезивните системи.⁸¹

ЗАКЛУЧОЦИ

Врз основа на изведените *in vitro* експериментални и скенинг електронски испитувања меѓу трите групи т.е. првата група (длабоки кавитети без подлоги) и четирите подгрупи (длабоки кавитети со подлоги), обтурирани со комплетен атхезивен систем, може да се заклучи следното од изведените:

I Експерименталните испитувања

- Јачината на атхезивната врска, добиена преку одредување на напонот на смолкнување, кај длабоки кавитети обтурирани со атхезивниот систем (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram), е поголема од јачините на атхезивните врски кај длабоките кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид и глас јономер цемент и обтурирани со комплетен атхезивен систем.
- При компаративна анализа на средните вредности добиени кај длабоки кавитети обтурирани со атхезивен систем (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram), се добија повисоки средни вредности за напонот на смолкнување, во однос на забните примероци со длабоки кавитети и заштитна подлога од калциум хидроксид - хемиски полимеризирачка и обтурирани со комплетен атхезивен систем која има висока статистичка сигнификантност, $p < 0,001$.
- Компаративната анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети обтурирани со атхезивен систем (37% H_3PO_4 , Excite, Tetric Ceram) и средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид - светлосно полимеризирачки, обтурирани со комплетен атхезивен систем, покажа сигнификантна разлика од $p < 0,001$.
- Со направената компаративната анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети обтурирани со комплетен атхезивен систем и средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од конвенционален глас јономер, обтурирани со комплетен атхезивен систем, исто така добивме висока сигнификантност за $p < 0,001$.

➤ При компаративна анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети обтурирани со комплетен атхезивен систем и средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од смолно модифицирачки глас јономер, обтурирани со комплетен атхезивен систем, добивме висока сигнификантност $p < 0,001$.

➤ Направената компаративна анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид- хемиски полимеризирачки, обтурирани со комплетен атхезивен систем и средните вредности кај длабоки кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид - светлосно полимеризирачки, обтурирани со комплетен атхезивен систем, покажа сигнификантна разлика од $p < 0,001$.

➤ Беше направена компаративна анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од конвенционален глас јономер, обтурирани со комплетен атхезивен систем и длабоки кавитети со заштитна подлога од смолно модифициран глас јономер, обтурирани со комплетен атхезивен систем, која покажа сигнификантна разлика од $p < 0,001$.

➤ Помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид - хемиски полимеризирачки, обтурирани со комплетен атхезивен систем и средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од конвенционален глас јономер, обтурирани со комплетен атхезивен систем, добивме сигнификантна разлика од $0,01 < p < 0,05$, но не толку висока како кај останатите компаративни анализи.

➤ Компаративната анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид - хемиски полимеризирачки, обтурирани со комплетен атхезивен систем со средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од смолно модифициран глас јономер, обтурирани со комплетен атхезивен систем, покажа сигнификантна разлика од $p < 0,001$

конвенционален глас јономер, обтурирани со комплетен атхезивен систем, добивме висока сигнификантност од $p < 0,001$.

➤ Со компаративната анализа помеѓу средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од калциум хидроксид - светлосно полимеризирачки, обтурирани со комплетен атхезивен систем и средните вредности добиени кај длабоки кавитети со заштитна подлога од конвенционален глас јономер, обтурирани со комплетен атхезивен систем, исто така добивме висока сигнификантност за $p < 0,001$.

II Скенинг електронската микроскопија

➤ Ултраструктурната анализа со SEM, кај набљудуваните забни препарати помеѓу емајлот и комплетниот атхезивен систем покажа континуиран припој и отсуство на маргинални процепи.

➤ На SEM фотографиите, на дното на длабоките кавитети, немаше појава на микропростори помеѓу дентинот и комплетниот атхезивен систем. Поврзувачкиот слој (интерфејсот) беше континуиран, со формиран хибриден слој, во деминерализираниот дентин, со инфилтрацијата на смолести траки и акцесорни гранки во деминерализираниот дентин.

➤ Појавата на непрекинат хибриден слој и смолестите траки ја потврдува одличната адаптација на комплетниот атхезивен систем врз тврдите забни ткива.

➤ Со ултраструктурна анализа направена на SEM фотографиите, кај длабоките кавитети со поставени заштитни подлоги се покажа дека поврзувачкиот слој (интерфејсот) беше послаб во споредба со длабоките кавитети без заштитни подлоги.

- На дното на длабоките кавитети каде поставивме различни видови на подлоги забележавме поголем број на микропростори, помеѓу дентинот, подлогите и адхезивниот систем.
- На SEM фотографиите каде ја анализиравме подлогата од хемиски полимеризирачкиот Dycal, забележавме нехомогеност и растресита структура на подлогата со голем број на микропростори на допирната површина со дентинот и адхезивниот систем.
- На SEM фотографиите каде на дното на длабоките кавитети имаше поставено подлогата од хемиски полимеризирачкиот Dycal, се покажа тенденција на отворени рабови кон адхезивниот систем и дентинското дно.
- Кога направивме ултраструктурна анализа, на дното на длабоките кавитети, каде имаше подлогата од светлосно полимеризирачкиот Dycal LC, забележавме дисконтинуирана маргинална адаптација кон дентинот со адхезивен тип на одвојување. Поврзувачкиот слој (интерфејсот) кон адхезивниот систем беше подобар.
- Со ултраструктурна анализа направена на SEM фотографиите, кај длабоките кавитети со поставена подлога од конвенционален глас јономер Fuji IX, се покажа дисконтинуитет на целиот поврзувачки слој (интерфејсот). Кај подлогата забележавме адхезивен тип на одвојување од дентинското дно и адхезивниот систем.
- На SEM фотографиите каде на дното на длабоките кавитети имаше поставено подлогата од смолно модифициран глас јономер Fuji II LC, се забележа нецелесно атхерирање на подлогата врз дентинското дно. На дното од длабоките кавитети имаше делумно формиран хибриден слој, со недоволна пенетрација на адхезивната смола во деминерализираните дентински тубули. Адхезивната врска формирана помеѓу дентинот и адхезивниот систем беше слаба или раскината.

РЕФЕРЕНЦИ

1. Živković S. Quality assessment of marginal sealing using 7 dentin adhesive systems. *Quint Int* 2000;31(6):423-9
2. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic fillin materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34:849-53
3. Bowen RL, Marjenhof WA. Development of dentin adhesive bonding system. *Oper Dent* 1992;suppl 5:75-80
4. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Brem M, Van-Herle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 1992; Suppl 5:111-24
5. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent* 1992; Suppl 5:137-50
6. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin – infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent* 1998;23:185-94
7. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quen Int* 1995;26:95-110
8. Powers JM, O Keefe KL, Pinzon LM. Factors affecting in vitro bond strength of bonding agents to human dentin. *Odontology* 2003;91:1-6
9. Накова М. Современи дострели во Стоматологијата. Стевановиќ М. Ѓоргиевска Е. Ултраструктурни промени на цврстите забни ткива во тераписко препарирање како предуслов за добра атхезија на композитните полнења. Стоматолошки факултет-Скопје 2009
10. Živković S, Ivanović V. Ispitivanje jačine vezivanja adhezivnih sistema za dentin. *Stom Glasnik S* 1997;44:67-71

11. Živković S. Dentin adhezivna sredstva u stomatologija. Balkanski stomatoloski forum, Beograd 1998
12. Živković S, Vujasković M, Pap K, Grga Dz, Lukic A, Teodorović N. Osnovi restaurativne stomatologije. Beograd 2009
13. Matovska Lj. Kariologija Skopje 2001
14. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning elektron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. J Dent Res 1970;49:135-9
15. Стевановиќ М. Примена на Er:YAG ласерот во конзервативниот третман на забите. Скопје 2009
16. Brannstrom M, Johnson G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a SEM investigation. J Prosth Den 1974;31:422-7
17. Walshaw PR, McComb D. SEM characterization of the resin dentine interface produced in vivo. J Dent 1995;23:281-7
18. Opdam NJ, Bornkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. Longevity of sandwich and total-etch posterior composite resin restoration. J Adhes Dent 2007;9(5):469-75
19. Gwinnet AJ. Smear layer: Morfological consideration. Oper Dent 1984;9(13):3-12
20. Matos AB, Palma RG, Saraceni CHC, Matson E. Effects of acid etching on dentin surface: SEM morphological study. Braz Dent J 1997;8(1):35-41
21. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M: Identification of a resin-dentine hybrid layer in vital human dentine created in vivo: durable bonding to dentine. Quint Int 1992;23:135-41

22. Siqueira JF Jr, Rocas IN, Abad EC, Castro AJ, Gahyva SM, Favieri A. Ability of three rodend filling materials to prevent bacteria leakage. *J Endod* 2001;11:673-5
23. Santini A, Plasschaert AJ, Mitchell S. Marginal leakage of filled dentin adhesives used with wet and dry bonding techniques. *Am J Dent* 2000;13(2):93-7
24. Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. SEM of the substructure of smear layers in human dentin. *Archives of Oral Biology* 1988;33:265-42
25. Kanca J. A method for bonding to tooth stricture using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. *Quint Int* 1991;22:285-90
26. Bertoloti RL. Conditioning of dentin substrat. *Oper Dent* 1992;5:131-6
27. Pashley DH, Carvalho RM. Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dent* 1997;25:355-72
28. Duke ES: Clinical studies of adhesive systems. *Oper Dent* 1992,5:889-9
29. Kanca J. Resin bonding to wet substrate bonding to dentin. *Quint Int* 1992;23:39-41
30. Bowen RL, Marjenniff WA. Development of dentin adhesive bonding system. *Oper Dent* 1992;61:1070-1
31. Hakabayashi N. Adhesive bonding with 4 meta. *Oper Dent* 1992, suppl 5:125-30
32. El-Askary FS, Fawzy SM. Shear bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin: effect of smear layer thickness and different dentin conditioners. *J Adhes Dent* 2008;6:471-9
33. Walshaw PR, Mc Comb D. Clinical considerations for optimal dentinal bonding. *Quint Int* 1996;27:619-25

34. Nakabayashi N, Kojima K & Masuhara E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-73
35. Hansen EK. Effect of three dentin adhesives on marginal adaptation of light-cured composites. *Scand J Dent Res* 1996;94:82-96
36. Phillips R. Past, present and future composite resin systems. *Dent Clin North Am* 1981; 25-208
37. Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 1973;52:333-41
38. Dominguez SM, Witherspoon ED, Gutmann LJ, Operman AL. Histological and scanning electron microscopy assessment of various vital pulptherapy materials. *J Endo* 2003;29:324-33
39. Goracci G, Mori G. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide-dentin interface with resin composite restorations. *Quint Int* 1996;27:129-35
40. A Khatri, B Nandlal, Srilatha M. Comparative evaluation of shear bond strength of conventional composite resin and nanocomposite resin to sandblasted primary anterior stainless steel crown. *J Ind Soc Pedod* 2007;25:282-5
41. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985;64:1396-401
42. Asmussen E et al. A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dentin cavity walls. *Acta Odont Scand* 1972;30:3-21
43. Asmussen E. Composite restorative resins. Composition versus wall to wall polymerization contraction. *Acta Odont Scand* 1975;33:337-44
44. McCabe J. Developments in composite resins. *Brit Dent J* 1984;440-4

45. Zanderet H, Glenn J, Nelson A. Pulp protection in restorative dentistry. *J Am Dent Assoc* 1950;41:563-73
46. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry. The monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97-116
47. Craig R. Chemistry, composition and properties of composite resins. *Dent Clin North Am* 1981;25:219-39
48. Cheung G. An in vitro evaluation of five dentinal adhesives in posterior restorations. *Quint Int* 1990;21:513-16
49. Leinfelder K. Composite resins. *Dent Clin North Am* 1985;29:359-71
50. Šutalo J. Kompozitni materijali u stomatologiji.. Graficki zavod Hrvatske, Zagreb 1988
51. Cox CF, Keall CL, Keall HJ, et al. Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps. *J Prosthet Dent* 1987;57:1-8
52. Watts A, Paterson RC. Bacterial contamination as a factor influencing the toxicity of materials to the exposed dental pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987;64:466-74
53. Alavi AA. Microleakage of direct and indirect composite restoration with 3 dentin bonding agents. *Oper Dent* 2002;27:19-24
54. Bevergall O, et al. Measurement of the space between composite resin fillings and cavity walls. *Swed Dent J* 1971;64:217-26
55. Hansen E. Marginal porosity of light activated composites in relation to use of intermediate low-viscous resins. *Scand J Dent Res* 1984;92:75-81

56. Asmunssen E. NMR- analysis of monomers in restorative resins. *Acta Odont Scand* 1975;33:129-34
57. Dickens SH, Kelly SR, Flaim GM, Giuseppetti AA. Dentin adhesion and microleakage of a resin-based calcium phosphate pulp capping and basing cement. *Eur J Oral Sci* 2004;112(5):452-7
58. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? *In vitro investigations. Part I. Am J Dent* 2002;15:198-210
59. Стојановска В. Процена на атхезивната врска помеѓу композитните материјали и тврдите забни ткива со користење на атхезивни системи. Магистерски труд 2002
60. Weiner LK, Kugel G. Teaching the use of bases and liners: a survey of North American dental schools. *J Am Dent Assoc* 1996;127:1640-5
61. Anusavice K. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. Philadelphia, PA: WB Saunders 2003
62. Ferracane JL. *Materials in Dentistry: Principles and Applications*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins 2001
63. Weiner RS. Liners, bases, and cements: a solid foundation. *Gen Dent* 2002;50:442-6
64. Schuurs AH, Gruythuysen RJ, Wesselink PR. Pulp capping with adhesive resin-based composite vs. calcium hydroxide: a review. *Endod Dent Traumat* 2000;16:240-50
65. Dammaschke T, Stratmann U, Fischer RJ, Sagheri D, Schafer E. A histologic investigation of direct pulp capping in rodents with dentin adhesives and calcium hydroxide. *Quint Int* 2010;41(4):62-71

66. Estrela C, Holland R. Calcium hydroxide: study based on scientific evidences. *J Appl Oral Sci* 2003;11((4):269-82
67. Fava LRG, Saunders WP. Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *Int Endod J* 1999;32:257-82
68. Karadzov O, Kezele D, Kuburović D. *Materijali za zubne ispune*. Beograd 1997
69. Stanley HR, Parmeijer CH. Pulp capping with a new visible-light curing calcium hydroxide composition (Prisma VLC Dycal). *Oper Dent* 1985;10:156-63.
70. Murray EP, Garcia-Godiy F. The incidence of pulp healding defect with direct capping materials. *Am J Dent* 2006;19:171-7
71. Davidson CI, De Jee Aj, Fielzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1983; 63:1396-9
72. Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E. Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. *J Dent Res* 1985;64:1409-11
73. Wilson AD, Nicholson JW. *Acid-base cements: their biomedical and industrial applications*. Cambridge University Pres 1993:90-175
74. Mc Lean JW, Powis RD, Prosser HJ, Wilson AD. The use of glass ionomer cements in bonding composite resins to dentin. *Brit Dent J* 1985;158: 410-4

75. Bona AD, Pinzetta C, Rosa V. Effect of acid etching of glass ionomer cement surface on the microleakage of sandwich restorations. *J Oral Sci* 2007;15(3):230-4
76. Mount GL. The lamination technique with glass ionomer. *JPDA* 2003;5:79-183
77. Tam LE, McComb D, Pulver F. Physical properties of proprietary light cured lining materials. *Oper Dent* 1991;16:210-7
78. El-Kala IH, Garcia-Godoy F. Mechanical properties of glass-ionomer restorative materials. *Oper Den* 1999;24:2-8
79. Fukuda R, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Inoue S, Sano H, Suzuki K, Shintani H, van Meerbeeck B. Bonding efficacy of polyalkenoic acid to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials* 2003;24:1861-7
80. Farah CS, Orton VG, Collard SM. Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites. *Aust dent J* 1998;43:81-6
81. Prati C and Montanari P. Comparative mikroleakage study between the sandwich and conventional three-increment techniques. *Quint Int* 1989;20:578-94
82. Tyas MJ. Cariostatic effects of glass-ionomer cement: a five year clinical study. *Austr Dent J* 1991;36:23
83. Usok M. Biological evolution of glass-ionomer cement. *Int Endod J* 1986;9:285-97
84. Dijkman GEHM, de Vries J, Loodding A, Arends J. Long-term fluoride release of visible light-activated composites in vitro: a correlation with in situ demineralization data. *Caries Research* 1993;27:117-23

85. Dhondt CL, de Maeyer EAP, Verbeeck RMH. Fluoride release from glass ionomer activated with fluoride solutions. *Jour of Dent Res* 2001;80:1402-6
86. Stojanovska V, Stevanović M, Mitić A. In vitro comparison of shear bond strength of two resin composite to enamel and dentine using Excite as an adhesive. *Acta stomatologica Naissi* 2005;21(50):429-36
87. Поповска Л, Мирчева Е, Сотировска-Ивковска А, Стојановска В, Каранфиловиќ В. Маргинална адаптација кај препарациите реставрирани со техниката на отворен сендвич. *Македонски стоматолошки преглед* 2006;30(3-4) 319-41
88. Cerqueria Luz AAM, Arana-Chavez EV, Netto GN. Scanning electron microscopy axamination of 3 different adhesive systems. *Quent Int* 2005;9(36)687-94
89. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer cement and related materials. *Quent Int* 1994;25:587-9
90. Fortin D, Vargas MA, Swift EJ Jr. Bonding of resin composites to resin-modified glass ionomers. *Am J Dent*. 1995;8:201-4
91. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composite/ glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 1992;6:44-9
92. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prost* 1990;3:425-9

93. Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect of resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater* 1998;14:417-423
94. Nakabayashi N. Dental biomaterials and the healing of dental tissue. *Biomaterials* 2003;21:2437-9
95. Buyukyilmaz T, Usumez S and Karaman Effect of self etching primers on bond strength – Are they reliable? *Angle Orthod* 2003;73:64-70
96. Lin A, McIntyre, Davidson. Studies on adhesion of glass-ionomer cement to dentin. *J Dent Res* 1992;71(11):1936-41
97. Ulusu T, Oztas N, Tulunoglu O. Comparison of the effect of insertion techniques of a resin composite on dentinal adaptation of two visible light- cured bases: Direct evaluation versus a replica technique. *Quint Int* 1996;27:63-8
98. Titley KC, Smith DC, Chernecky R. SEM observations of the reactions of components of a light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cement on bovine dentine. *J Dent* 1996;24:411-6
99. Schneider BT, Baumann MA, Watanabe LG, Marshall Jr. Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dent Mater* 2000;16:15-9
100. Taber NM, Ateyan NZ. Shear bond strength of resin modified glass ionomer cement bonded to different tooth - coloured restorative materials. *J Contemp Dent* 2007;8(2):25-34

101. Ngo H, Mount G, Peters MCRB. A study of glass ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high resolution scanning electron microscopic technique. *Quint Inter* 1997;28:63-9
102. Piwowarczyka A, Benderb R, Peter Ottl, Lauera HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater* 2007;23:211-7
103. Mount GJ, Ngo H. Minimal intervention: A new concept for operative dentistry. *Quint Int* 2000;31:527-33
104. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass ionomer/resin composite hybrid material. *Dent Mater* 1989;5:355-8
105. Hallett KB F, Garcia-Godoy F. Microleakage of resin-modified glass ionomer cement restorations: An in vitro study. *Dent Mater* 1993;9(5):306-11
106. Dhummarungrong S, Moore KB, Avery RD. Properties related to strength and resistance to abrasion of Variglass VLC, Fuji II LC, Ketac-Silver and Z-100 composite resin. *J Dent Child* 1994;61:17-20
107. Papadakou M, Barnes IE, Wassell RW, McCabe JF. Adaptation of different calcium hydroxide bases under a composite restoration. *J Dent* 1990;18(5):276-80
108. Croll TP. Visible light-hardened glass-ionomer cement bases/liner as an interim restorative material. *Quint Int* 1991;22:137-41
109. Oilo G, Um CM. Bond strength of glass ionomer cement and composite resin combinations. *Quint Int* 1992;23:633-9

110. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 2001;14(4): 252-8
111. Davidson CL, DeGree A. Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984;63:146-8
112. Stojanovska V, Popovska L, Muratovska I, Mitić A, Dacić S. SEM procena i snaga vezivanja izmegju površine adhezivnog sistema i glass jonomer cementa-sendvic tehnika. *Acta stomatologica Naissi* 2008;24(58):813-20
113. Shafiei F, Memarpour M Effect of repeated use on dentin bond strength of two adhesive systems: All-in-one and one-bottle. *Ind J Dent Res* 2009;20(2):180-4
114. El-Mowafy OM. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc* 2001;67:97-102
115. Ivanović V. Snaga adhezije novijih dentinskih vezivnih sistema. *Acta Stom Croat* 1991;25-89
116. International Organization for Standardization. TR11405 Dental Materials – Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1994;1-15
117. International Organization for Standardization. ISO/TS 11405 dental materials-testing of adhesion to tooth structure. WHO, Switzerland: Geneva 2003
118. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, LambrechtsP, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20:963-71

119. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent* 2003;89:558-64
120. Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Sano H, Oduchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dent Mater* 2000;16(6):406-11
121. Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent* 2001;29:139-44
122. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 2000;16:1-6
123. Lafuente JD, Chaves A, Carmiol R. Bond strength of dual-cured resin cements to human teeth. *J Esthet Dent* 2000;12:105-10
124. Dorfer CE, Staehle HJ, Wurst MW, Duschner H, Pioch T. The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time. *Eur J Oral Sci* 2000;108(4):346-51
125. Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 2003;16:292-8
126. Yazici AR, Celik C, Ozgünlaltay G, Dayangaç B. Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent* 2007; 32: 166-72
127. Wilson EG, Mandadjieff M, Brindock T. Controversies in posterior composite resin restorations. *Dent Clin North Am* 1991;34:27-44

128. Barthel CR, Rosenkranz B, Levenberg A, et al. Pulp capping of carious exposures: treatment outcome after 5 and 10 years: a retrospective study. *J Endod* 2000;26:525-8
129. Goracci G, Mori G. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide- dentin interface with resin composite restoration. *Quint Inter* 1996;27(2):129-35
130. Dickens SH, Kelly SR, Flaim GM, Giuseppetti AA. Dentin adhesion and microleakage of a resin-based calcium phosphate pulp capping and basing cement. *Eur J Oral Sci* 2004;112:452-7
131. Bruk FJT, Watts DC. Weight loss of calcium hydroxide bases materials following a phosphoric acid etching and washing cycle. *J Dent* 1986;14:226-32
132. McComb D. Comparison of physical properties of commercial calcium hydroxide lining cement. *Jam Dent Assoc* 1983;107:610-3
133. Niinuma A. Newly developed resinous direct pulp capping agent containing calcium hydroxide. *Int Endod J* 1999; 32: 47-9
134. El-Araby A, Al-Jabab A. The influence of some dentin primers on calcium hydroxide lining cement. *J Contemp Dent Pract* 2005;(6)2:1-9
135. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:621-24.

136. Ѓорѓиевска Е. Ефекти од апликација на флуорослободувачки дентални материјали врз артифициелна плунка и тврдите забни ткива кај млечните и млади трајни заби. Докторска дисертација. Скопје 2006
137. El-Araby A, Al-Jabab A. The effect of some dentin bonding agents on Dycal lining cement. *Saudi Dent Jour* 2004;16(3):102-6
138. Leinfelder KF. Changing restorative traditions: The use of bases and liners. *J Am Dent* 1994;125:65-7
139. Hotta M, Aono M. Adaptation to the cavity floor of the light-cured glass ionomer cement base under a composite restoration. *J Oral Rehab* 1994;21(6):679-85
140. Triana R, Prado C, Garro J, Garc Āa-Godoy F. Dentin bond strength of fluoride releasing materials. *Am J Dent* 1994;7:252-4
141. Bell RB, Barkmeier WW. Glass-ionomer restoratives and liners: shear bond strength to dentin. *J Esthet Dent* 1994;6(3):129-34
142. Gaengler P, Hoyer I, Montag R. Clinical evaluation of posterior composite and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001;3:1985-94
143. Bryant RW, Mahler DB. Volumetric contraction in some tooth-coloured restorative materials. *Aust Dent J* 2007;52(2):112-7
144. Dickens SK, Kelly SR, Flaim GM, Giuseppetti AA. Dentin adhesion and microleakage of a resin-based calcium phosphate pulp capping and basing cement. *Europ Jour of Oral Sci* 2004;112(5):452-7

145. Eick JD, Dusevich VM, de Wet FA, van der Vyver PJ. Resin-infiltrated a FE ESEM microscopy investigation. *SADJ* 2004;59(8):317-21
146. Vargas MA, Cobb DS, Armstrong SR. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Oper Dent* 1997;22: 159-66
147. Milutinović-Nikolić A, Medić V, Vuković Z. Porosity of different dental luting cements. *Dent Mater* 2007;23:674-8
148. Radosavljević R, Stanković S, Ajduković Z, Jevremović D, Todić J. Skenirajica elektronska mikroskopska analiza dentalnih cementa. *Hem Ind* 2009;63(4):281-8
149. Ding P, Dannewitz B, Jorb D, Staehle HJ. Bond strength and bond morphology of the dual-curing all-in-one adhesive system Futurabond DC and without additional light activation. Report to VOCO 2007
150. Senawongse P, Sattabanasuk V, Shimada Y, Otsuki M, Tagami J. Bond strengths of current adhesive systems on intact and ground enamel. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:107-16
151. Arweiler NB, Auschill TM, Reich E. Does pretreatment of cavities effectively promote good marginal adaptation of glass-ionomer cements? *J Adhes Dent* 2000;2:289-95
152. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond-evaluation of a mikro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10(4):236-40

153. Holtan JR, Hystrom GP, Olin PS ,Phelp S. Bond strength of six dentinal adhesives. *J Dent.* 1994;22(2):92-6
154. Perdigao J, Frankeberger, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin / enamel adhesion. *Am J Dent* 2000;13 (Spec No):25D-30D
155. Chung SF, Jin YT, Lin TS, Chang CH, Garcia-Godoy F. Effects of lining materials on microleakage and internal void of class II resin-based composite restoration. *Am J Dent* 2003;16(2):84-90
156. Paradella TC, Fava M. Bond strength of adhesive systems to human tooth enamel. *Braz Oral Res* 2007;21(1):4-9
157. Perdigão J, Gomes G, Duarte S Jr, Lopes MM. Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. *Oper Dent* 2005;30:492-9