

**УНИВЕРЗИТЕТ "Св.Кирил и Методиј"**

**СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ**

**КЛИНИКА ЗА БОЛЕСТИ НА ЗАБИТЕ И ЕНДОДОНТОТ**

---

**Др.Илијана Аџисанкова-Муратовска**

**Квантитативна анализа на ослободени и  
дифундирани мономери од смоли на композити и  
дентин адхезиви низ дентинска бариера**

**-МАГИСТЕРСКИ ТРУД-**

**Ментор:Проф.д-р Славјанка Оџаклиевска,др.сци.**

---

**Скопје,2004 година**

•	Кратка содржина	1
•	Summary	3
1	Вовед	5
2	Литературен преглед	9
3	Цел на трудот	19
4	Материјал и метод на работа	20
5	Резултати	26
6	Дискусија	66
7	Заклучок	81
8	Литература	83

***КРАТКА СОДРЖИНА***

---

Со комерцијалното воведување на денталните смолни композити во средината на 60-тите години, тие станаа најчести и најважни користени дентални материјали. Генерално, составени се од органски полимеризирачки матрикс, неоргански полнител и врзувачки агенс (органо-силан). Дефинирани се како тродимензионална слика на најмалку два хемиски различни материјали со карактеристично сепарирање на компоненти. Извонредниот естетски ефект што се постигнува со композитните материјали и значајното усовршување на другите перформанси комбинирани со адхезивни системи, придонесоа да станат незаменливи материјали во реставрацијата на забните дефекти.

За време на забната реставрација, денталната пулпа е под ризик од неколку категории на третман, каде една од нив е и хемиската токсичност на материјалот користен за реставрација.

Компоненти ослободени од смолни композити во воден или друг раствор се идентифицираат како резидуални мономери.

Ослободувањето генерално се јавува како дифузија на молекули преку смолен матрикс и е зависно од величината и карактеристиките на молекулите што се ослободуваат.

Целта на оваа студија е дизајнирана за да се дефинира ослободување на мономер супстанции од дентални материјали настанати при синергизам на аплициран дентин адхезив и композит преку бариера од дентин како и демонстрирање на ефектот на неадекватната светлосна полимеризација преку квантификација на слободни мономерни единици.

Особините на смолесто-базираните композити се резултат на меѓусебно поврзување на сите компоненти во материјалот.

Промена во мономерниот систем ќе се рефлектира во времетраењето и биокомпатибилноста на реставрацијата.

Нашите резултати прикажуваат количество мономер ослободено во вода како резултат на неадекватно и адекватно користено време за

фотополимеризација и колку квантитативно од таа количина ја поминува дентинската бариера

Еден од факторите за успех потребни при користењето на светлосно-полимеризирачки композити е базиран на адекватна дистрибуција на светлосна енергија.

Занемарувањето на овој фактор може да ги афектира финалните карактеристики на самиот материјал.

Со изработката на нашиот труд констатиравме дека мономер супстанции се ослободуваат од смолно базирани дентални материјали како иницијално ослободување на резидуален мономер. Редуцираната ирадијација значајно ја зголемува растворливоста на материјалот и последователно на тоа карактеристиките на материјалот се под сомнение.

*SUMMARY*

---

Since the commercial introducing of dental resin composite in the middle 60-ties, they became most frequent and most important used materials.

They compromise a wide range of chemically different materials.

Generally, they are consist of an organic polymerizable matrix, reinforcing fillers and coupling agent. They have been defined as “three dimensional combination of at least two chemically different materials with a distinct interface separating the components.”

The great esthetic effect and other well performance combined with dentin adhesive materials contribute the composites to become irreplaceable materials in dentistry.

During the tooth restoration, dental pulp is under a risk of a few categories of treatment, where one place belongs to the chemical toxicity of the material.

Concentration of the toxic molecules and pulpal response are in vivo modified and dependent from the tissue complex and molecule exchange.

The components, which are leached from composite into water or other solvents, have been identified as residual monomers.

Elution if generally thought to occur via diffusion of molecules trough the resin matrix and is therefore dependent upon the size and the chemical characteristics of the leashable species.

The purpose of the present investigation was designed to define the monomer substances released from dental materials as a result of synergism with dentin adhesives and to demonstrate the effect of an inadequate curing time used for photo-polymerisation of dental resin materials by quantification of remaining free to elute monomers.

One of the factors that influence the success in using light-cured dental material is based on adequate delivery of light energy. Neglecting this fact is a potential of affecting the final properties of the definite reconstruction.

The performance of a resin composite is a result of an interplay between all the components in the material. A change in the monomer system will be reflected in the

*summary*

---

durability and biocompatibility of the restoration. Our results shows how much monomers are extracted in water after using inadequate curing time inspite of recemended by the manufacturer,and how much of them can diffuse trough dentin bariere. We concluded that monomer substances are leaching from light-cured composites as initial release of residual monomers during two weeks interval.

Reduced irradiation increases the solubility significantly and consequently the properties of the material are under doubt.



**ВОВЕД**

---

## **ВОВЕД**

Рестаурацијата на кариозните заби претставува секојдневна рутинска пракса во стоматолошката ординација. Порастот на бројот на пациенти кои сакаат рестаурации со материјали блиски по боја до природната боја на забите доведе до масовно користење на композитите како во anteriornата така и во posteriornата регија. Паралелно со технолошкиот просперитет во областа на композитните рестауративни материјали расте и напредокот на адхезивната техника. Нејзина цел е намалување на маргиналната пукнатина и создавање хемиска врска помеѓу материјалот и забните ткива.

За време на забната рестаурација, деналната пулпа е под ризик од неколку категории на третман, каде една од нив е и хемиската токсичност на материјалот користен за рестаурација.

.Иако производителите новите техники на апликација на денални рестауративни материјали ги декларираат за сигурни, ефективни и биокомпатибилни, сепак потребни се студии за влијанието на компонентите од овие материјали на живите ткива. Ослободувањето на супстанции како што се резидуални мономери, деградациони продукти и јони, може да создадат грижа од аспект на нивна биокомпатибилност и структурна стабилност..Затоа треба да се знаат природата и квантитетот на супстанците кои се сегрегирани за време и по клиничката пракса.

Према резултатите од консензус конференцијата одржана по повод дефинирање на видови биоматеријали во медицината, во Oxford-Англија 1987год., биокомпатибилноста е дефинирана како способност на материјалот да функционира при специфична апликација во присуство на соодветен одговор на ткиво-домаќин<sup>76</sup>. Од аспект на денални

## Вовед

материјали, пулпата и гингиво- мукозните ткива се сметаат за примарни целни ткива.

Концентрацијата на евентуални токсични молекули од дентаните реставративни материјали и пулпиниот одговор се ин виво модифицирани и зависат од комплексноста на ткивната структура и молекуларната размена.

Композитните материјали се дефинирани како тродимензионална структура на најмалку два хемиски различни материјали со јасно и карактеристично сепарирани компоненти. Тие се комплекс од материјали генерално составени од органски полимеризирачки матрикс, неоргански полнителите и врзувачки агенси: орғано-силан. Органскиот матрикс се состои од мономерен систем, иницијатори на полимеризација, ко-иницијатори, инхибитори на фотополимеризација и фото-стабилизатори.

Денталните адхезиви се материјали слични по хемискиот состав на денталните смолни композити<sup>83</sup>. Тие претставуваат посебен аспект на реставративните материјали како средства за адхезија со кои се подобрува врската на материјалот со тврдите забни ткива<sup>54</sup>. Винополиге<sup>12</sup> прв ја вовел техниката на бондирање преку нагризување на емајлот. Техниката на нагризување на дентин е воведена подоцна.

Како последица на забната препа­рација и текот на апликација на реставративните материјали во праксата се сретнуваме со случаи на постоперативна сензитивност. Оваа сензитивност во голем број на случаи не корелира со пулпина инфламација, но дадени причини може да ја комплицираат состојбата. Тука спаѓаат механички, термални, бактериски и хемиски видови на дразби.

Гледано од аспект на хемиска дразба, нагризувачките и кондиционирачките агенси ја зголемуваат пермеабилноста на дентинот.

Со тоа предизвикуваат можност биолошко активни материји од дентални реставративни материјали носени со вода преку градиентот на дентинска дифузија да дифундираат за да ги искажат своите несакани ефекти .

## ВОВЕД

Резидуални мономери заостанати како последица на некомплетна конверзија во текот на формирање на полимерен ланец имаат потенцијал да предизвикаат иритација, инфламација или алергичен одговор на оралната мукоза.

Дентинот има заштитна улога и како биолошка бариера игра важна улога во нивното модифицирање<sup>1</sup>.

Бројни *In vivo* студии ги доведуваат во врска денталните материјали со пулпини иритации и некроза. Ефектите од токсичните супстанции од смоли на витални ткива се рапортирани при клиничка опсервација, анимални модели и преку раст на клеточни култури.

Пулпините промени е тешко клинички да се следат и да се оценат и можат да бидат детектирани само по отстранување на пулпата и нејзина хистолошка анализа.

Анималните студии се судираат со етички проблем, како и потребно време и средства за реализација.

Детерминацијата на природата на компонентите и нивна квантификација со помош на *in vitro* техниките е еден од начините за предвидување на биолошката реакција на виталното пулпино ткиво.

Од тие причини Интернационалната организација за стандарди предвидува тест за растворливоста на смолно-базираните дентални материјали во вода. (ISO 4049)

Со употребата на новите кохезивни бондирачки системи базирани на хидрофилност, се инфилтрира влажниот витален дентински супстрат. Така настанува редукцијата на маргиналната пукнатина која ги следи композитните реставрации, а со тоа и редукција на можноста за бактериска инфилтрација.

Разликата во хемискиот состав и чистотата во составот на комерцијално достапните смолни системи и манипулативните варијации ги афектираат карактеристиките на истите.

Поради разновидноста на понудени материјали треба да знаеме кои компоненти или категории на компоненти да ги применуваме или

## *ВОВЕД*

избегнуваме. Исто така неадекватната клиничка процедура на поставувањето адхезивно-комполитни системи пратена со процедурални грешки предизвикува неуспех на клиничката трајност на дефинитивната реставрација односно неповолна реакција на пулпо-дентинскиот комплекс.

## **ПРЕГЛЕД ОД ЛИТЕРАТУРА**

## ЛИТЕРАТУРЕН ПРЕГЛЕД

Стратешките испитувања во современите трендови на стоматолошката пракса се усмерени кон развој на материјали со добра биолошка компатибилност и способност за хемиско поврзување со забната структура. Извонредниот естетски ефект што се постигнува со композитните материјали и значајното усовршување на другите перформанси комбинирани со адхезивни системи, придонесоа да станат незаменливи материјали во реставрацијата на забните дефекти. Патот од првите силиктни испуни до денешната генерација естетски материјали е долг и полн со препреки и неуспеси, но и големи значајни откритија. Бидејќи се работи за материјали кои на подолг временски интервал треба да функционираат во човековиот организам, вниманието посветено на испитувањето на нивните својства е неодминливо.

При идеални услови, денталниот материјал користен во оралниот простор треба да е нештетен за пулпата и меките ткива, да не содржи токсични супстанции кои можат да бидат апсорбирани во циркулаторниот систем, да е ослободен од сензитивно потенцијални агенси способни да дадат алергичен одговор и да нема карциноген потенцијал.<sup>(80)</sup>

Значаен момент во составот на светлосно-полимеризирачките материјали е дека продукт на хемиска реакција меѓу Бис-фенол А и глицидил метакрилат е смолата која е составен дел на сите сложени материјали.<sup>(45)</sup>

Оваа смола е за прв пат синтетизирана 1956г од Bowen и го носи акронимот Бис-ГМА или Бовенов мономер.<sup>(8)</sup>

Од воведувањето на светлосно-полимеризирачките материјали во секојдневната пракса во почетокот на осумдесеттите години до денес, приматот во базичниот состав го има токму смолата Бис-ГМА.<sup>(7)</sup>

Поради неговите нагласено вискозни карактеристики, се јавува потреба за додавање диметакрилатни мономерии кои имаат пониска молекуларна тежина како што е ТЕГДМА или УДМА.<sup>(60)</sup> Вискозност е физичка особина на течностите која зависи од меѓумолекулските сили во самата

течност.<sup>(83)</sup> Намалувањето на вискозноста на полимерната мешавина овозможува вградување на поголем процент на полнител со што се подобрува цврстината на материјалот.<sup>(59)</sup> Полимерниот матрикс претставува голема молекула изградена од повторливи врзани, мали единици на мономерии.<sup>(60)</sup> Процесот на нивно врзување се нарекува полимеризација. Во текот на времето потребно за овој процес, тие ја менуваат својата агрегатна состојба од течна во цврста. Процентот во кој мономерот успева да се конвертира во полимер го детерминира степенот на конверзија.<sup>(21)</sup>

Диметакрилатните мономерии полимеризираат во високо испреплетена тродимензионална мрежа.

Во рамките на оваа мрежа полимеризацијата се наоѓа во различни нивоа, местимично повисоки т.н. микрогел региони кои даваат локален гел ефект. Како напредува процесот на фото-полимеризација, така дифузионите нивоа на пропагирање слободни радикали и неврзани диметакрилатни молекули драстично се намалува.<sup>(60)</sup> и покрај тоа 25-50% метакрилатни групи остануваат неврзани во полимерната мрежа од кои секоја десетта е присутна како резидуален мономер.<sup>(19)</sup>

Во различни студии е најдено дека степенот на мономер-полимер конверзијата кај денални композити варира помеѓу 35 и 77%.<sup>(13,14,20)</sup>

Посебен аспект на композитните материјали имаат средствата за адхезија со кои се подобрува врската на материјалот со тврдите забни ткива.<sup>(45)</sup>

Постигнување на адхезијата со дентин е предизвик од повеќе аспекти: дентинот е послабо минерализиран, содржи колаген, хидрофилен е, со мал површински напон и во него има присуство на дентински каналчиња и дентински флуид.<sup>(58,90)</sup>



Генерално, дентинот под дент-емајловата граница е пермеабилен само 1%, на пола пат кон пулпа тој процент расте на 7,6% за да на пулпина површина изнесува 22%.<sup>(81)</sup> Количината на пропусливост на супстанци преку дентин зависи од величината на молекулите од одредена смеса на компоненти, површината достапна за дифузија, ширината на дентинските тубули и преостанатата дентинска дебелина. Дентинот е пермеабилен и овозможува размена на материи во двата правца, преку дентин кон пулпа и vice versa.<sup>(58)</sup>

Во ин Витро студијата на<sup>(80)</sup> е покажано дека 0.5мм дентин ја редуцира токсичноста на материјлот за 75%, а дебелина од 1мм, дури 90%.

Дентинот и пулпата треба да се гледаат како еден орган поради поврзаноста на дентинот со периферното пулпино ткиво, што наведува на заклучок дека се што може да дојде во контакт со дентин, може да дојде и во контакт со пулпа.<sup>(73)</sup>

Долго време голем број на автори држеле до ставот дека улогата на проток на бактерии или бактеријални продукти помеѓу забните ткива и реставрацијата е главната причина за каква и да е пулпина сензитивност.<sup>(6,7,17,22,63,89)</sup>

Фактот дека пулпо-дентинскиот комплекс може да искаже неповолна реакција на компоненти од дентални реставративни материјали аплицирани во кавитети кои поседуваат одредена хемиска активност е инкорпориран во студии кои исклучуваат можност за таква алтерација.<sup>(49, 77,78)</sup>

Ferracane и Condon велат дека компонентите ослободени од дентални материјали се хроничен извор на иритација и ќе го афектираат пулпиното ткиво се додека се во контакт.<sup>(20)</sup>

White<sup>(89)</sup> е еден од поретките автори кои развива ин виво методологија која ја исклучува можноста за бактериска инфилтрација. Тој смета дека смолата од композитите е таа која корелира со ткивната инфламација.

Реакцијата може да се манифестира во вид на реверзибилна или иреверзибилна инфламаторна реакција, зголемена продукција на

репаративен дентин, продолжена хиперсензитивност, некроза или комбинирање на неколку симптоми.<sup>(11)</sup>

Najsteti истражувајќи ги овие релации во ин виво студија вели дека повеќето од осум индивидуални компоненти на смолни композити предизвикуваат сигнификантна некроза и инфламација кога се аплицирани 21 ден на пулпините ѕидови со дебелина од 1мм кај V-та класа препарација на кавитет кај мајмуни.<sup>(61)</sup> Техниката на нагризување на дентин ги дава своите примарни ефекти на пулпиното ткиво.

Повеќе студии покажуваат дека компоненти се ослободуваат од композитите и од бондинг агенсите кои имаат сличен состав и особини.<sup>(2,18,27,30,35,36,42,67,79,85)</sup>

Исто така студии покажуваат и способност на тие компоненти да дифундираат преку дентин.<sup>(3,23,25,89)</sup> Истражувањето на Gerzina и Hume на свеж дентин покажува дека смолни компоненти пенетрираат длабоко во тубулите на киселински третиран дентин и интертубуларно, формирајќи хибридна зона.<sup>(23)</sup>

За прв пат во педесетите години лабораторијата на Kawahara<sup>(41)</sup> започнала да користи култура на клетки за испитувањето на влијанието на дентални материјали врз живи клеточни култури и рапортирале нивна цитотоксичност. Оттогаш како континуиран процес се воведуваат, унапредуваат и стандардизираат методи за што поадекватно определување на карактеристиките на денталните материјали од аспект на одговор на живите клетки. Нивните предности се во економскиот момент, дозволуваат контрола на лесно мерлив одговор и можно е нивно повторување.<sup>(14,33,35,43,46,66,71,74,86)</sup> Сепак адекватен одговор може да се предвиди само кај тип на клетки кои се совпаѓаат со типот на клетки каде се нанесува материјалот, а тоа не е лесно изводливо.

Осумдесеттите и деведесеттите години се изнајдувале нови техники како: со агар прекриени ткивни култури<sup>(73)</sup>, потоа примена на милипорни филтри како модификација за свеж дентин<sup>(33)</sup>, или примена на техника со

радиоизотопи како на пример со  $H^3$  тхимидин<sup>(66)</sup>, се со цел што подобро да се детерминира евентуалната цитотоксичност.

Rathanasathien и сор.<sup>(67)</sup> 1995 истражувајќи го цитотоксичниот метаболен ефект на култура од клетки, ги класифицирал компонентите од дентин бондинг агенсите по следниот редослед: Бис-ГМА, УДМА, ТЕГДМА, ХЕМА, - за време на експозиција од 24 И 72 часа.

Adams<sup>(4)</sup> вели дека испуштањето на неполимеризирани мономери и ологомери од смолни композити се одговорни за опсервиран закаснет токсичен ефект седмиот ден од извршеното испитување на клеточен модел добиен од хуман периодонтален лигамент.

Hanks<sup>(33)</sup> го испитувал штетното влијание на 11 компоненти од композити на Balb/c 3T<sup>3</sup> фибробласти од глувци. Нашол дека супресија на клеточна активност до 50% за првите 24 часа има кај концентрација од 5 ммол/л како резултат на компонентите Бис-ГМА, ТЕГДМА и камфоркинон.

Според Wataha<sup>(68)</sup> кој компарирал цитотоксичност од композитни и компомерни материјали директно на култура од фибробласти, во период до две недели трае иницијалното ослободување на доволно компоненти кои даваат несакани ефекти.

Се смета дека Tyas<sup>(86)</sup> 1977 прв го започнал концептот на мерење на молекули поминати преку дентинска бариера.

Hanks<sup>(31)</sup> 1995 год. користејќи модел на дентинска бариера го докажува ефектот на дентинот од аспект на успорување на проток на супстанции, а не и негова комплетна протективност.

Бројни студии од авторите Pham и Ferracane<sup>(62)</sup> и Hume<sup>(36)</sup> ја прикажуваат дифузијата на познати супстанции преку дентин и индицираат дека 24 часа е објективно време за иницијална колекција каде може да се очекува детерминација на количина супстанца од даден композит.

Различни аналитички методи во голем број публикации се објавени со цел да се дефинира мономер ослободувањето од дентални материјали имајќи ја во предвид докажаноста на нивниот токсичен момент на споменатите ткивни и клеточни култури.

Едни од првите автори кои се занимавале со студии посветени на природата и квантитетот на супстанции сегрегирани од дентални композити се Braden и Pearson<sup>(69)</sup> кои користејќи спектроскопија со инфра-црвени зраци (InfraRed spectroscopy ) успеале да докажат дека во вода се екстрахираат резидуални мономери или олигомери

Со метод на гас-ликвидна хроматографија Tanaka и соработниците<sup>(84)</sup>, ги испитувале резидуалните мономери Бис-ГМА и ТЕГДМА во вода и користеле време на ирадијација од 30сек. и 50сек. ,каде нашле дека покачувањето на ирадијационото време значително ја намалува мономер содржината испуштена од испитуваниот материјал. При тоа тие успеале да докажат дека не само дека е детектибилен ослободениот мономер во вода ,туку и успеале да го детектираат количинскиот мономер неврзан, но заробен во полимерната мрежа.

Rathburn<sup>(68)</sup> користел метода на брзо-трансформирачка инфра-црвена спектроскопија (ФТИР) каде екстрахирал резидуални мономери во етанол хлороформ и толуене. Главен идентифициран продукт го означува мономерот Бис-ГМА. Pham И Ferracane<sup>(61)</sup> со истата метода на инфра-црвена спектроскопија дошле до истите заклучоци.

Thompson, Miller и Bowles<sup>(85)</sup> преку употреба на ултравиолетова спектроскопија со монитор, евидентирале губиток од резидуалната база мономери од композити користени во ортодонцијата ,а потопени во воден раствор и етанол за верметраење од 48 часа.

Spahl, Budzikievich & Geurtsen<sup>(79)</sup> 1991 со гас-масена спектроскопија (ГЦ-МС) евалуирале продукти од дентални композити ослободени во вода и метханол, каде докажале резидуални мономери, иницијатори на фотополимеризација, фото-активатори и инхибитори на полимеризација. Тие детектирале дека сите мономери идентифицирани во неполимеризирани материјали можат да се идентифицираат и во полимеризираните примероци.

Wataha<sup>(67)</sup> користејќи високо ефикасна течна хроматографија (ХПЛЦ) со УВ детекција испитувајќи 5 композити и компомери во времетраење од 0;7-и 14 дена потопени во артефициелна салива, заклучил дека сите тие после полимеризацијата продолжуваат да испуштаат доволно компоненти за предизвикување на некротични ефекти или алтерација на клеточна структура, дури и по две недели.

Shintani<sup>(77)</sup> во 1995г со фисоко ефикасна течна хроматографија (ХПЛЦ) анализа проверувал хемиска активност на ослободување на компоненти од плочки од 2 композитни смоли потопени во различни раствори :вода, метанол, ацетон, тетраhydroфуран и серум. Бис-ГМА го апсорбира за најмногу ретенан компонент во мобилната фаза на ХПЛЦ методата.

Nalcaci<sup>(49)</sup> со истата метода на ХПЛЦ ги испитувал конкретно мономерите Бис-ГМА И ТЕГДМА ослободени од 6 различни композитни материјали во раствор од метанол и тоа во следните состојби: група на материјал во неполимеризирана состојба, група на материјал со полимеризација од 40сек. и група со додатно време за полимеризација од 10 сек. Во сите случаи се идентифицирани двата мономера, но особено е сигнификантно нивно намалување кај примероците со дополнително осветлување.

Pulgar P<sup>(64)</sup> и соработниците потврдува ослободување на ароматични компоненти од 7 комерцијални композити користејќи течна хроматографија (ХПЛЦ) и презентира нивна документирана естрогена активност.

Авторите Gerzina<sup>(24)</sup>, Hume<sup>(36)</sup> и Al-Favaz<sup>(3)</sup> прикажале дека супстанцијата ТЕГДМА е способна да дифундира преку дентин и да се акумулира во пулпа, додека Geurtsen<sup>(26)</sup> врз основа на своите испитувања, во својот труд презентира дека ТЕГДМА може да се смета за примарна причина за токсична реакција најдена кај испитувани композити и компомери<sup>(28)</sup>.

Адхезивните системи се развиваат како одговор на неможноста композитите да се врзат директно за емајл и дентин.

Адхезијата е спојување на различни материјали со привлекување на атоми или молекули ,а при тоа остварената врска да биде хемиска или механичка.<sup>(90)</sup>

Минералните компоненти на интертубуларниот дентин се отстранети со киселински третман,оставајќи субструктура од колаген.Кохезивна поврзаност се појавува кога адхезивот пенетрира во и околу преостанатиот колаген микромеханички вклучувајќи го секој минерален кристал ,давајќи вистинска поврзаност.<sup>(17)</sup>

Дентин адхезивите во поново време успешно се користат но сепак некои од нив се најдени за пулпоиритирачки<sup>(2,18)</sup> ,некои се сметаат за прифатливи,<sup>(89)</sup> додека трети се сметаат дека инхибираат раст на бактерии<sup>(74)</sup> . Техниката на нагризување на дентин ги дава своите примарни ефекти на пулпиното ткиво. Така новите генерации дентин бондинг агенси се предлагаат како начин за протекција на пулпа па дури се сугерираат и за директно пулпино прекривање<sup>(80)</sup>.

Авторите Rakich и Wataba покажале дека композитите и дентин бондинг агенси ја супресираат митохондријалната активност на макрофагите<sup>(66)</sup> .

Thomson<sup>(85)</sup> презентира дека дентин адхезивите се далеку од инертни. Неполимеризирани компоненти од смоли се ослободуваат во воден раствор И покрај нивната релативно ограничена растворливост. Најсуспектен е означен мономерот Бис-ГМА.

Huang<sup>(85)</sup> испитувал 3 дентин бондинг агенси И индицира дека сите покажуваат потенцијална штета за пулпиното ткиво од аспект на цитотоксичност.

Дифузијата на мономерот ТЕГДМА од аплициран дентин адхезив икомпозит преку дентинска бариера во ин витро метода на течна хроматографија ја испитувал Gerzina.<sup>(23)</sup> Испитувањата покажале дека движењето на мономерот кон пулпата не е превенирано од апликацијата на дентин адхезив.

Во поновата литература се сретнуваме и со студии посветени на директното пулпино прекривање со дентин адхезив и композитна реставрација. Al-Dawood<sup>(2)</sup> објавува статија каде смета дека пулпина перфорација од 1мм без бактериска инфилтрација може да се смета за состојба каде е индициран бондинг агенс и дефинитивно полнење.

Сох во своите заклучоци гледани од аспект на биокомпатибилност на дентин адхезиви смета дека тие се компатибилни со витален дентин и пулпино ткиво.<sup>(17)</sup> Хиперсензитивноста, инфламациите и некрозата се резултат на неправилна реставрација, односно правилната примена на кохезивно хибридуваниот дентински субстрат овозможува биолошки испун.<sup>(16)</sup>

Студијата на Pameijer во 1998г. на примати забележува 40%тен губиток на виталитет на пулпа кај техника на нагризување дентин, апликација на дентин адхезив и композитно полнење за период од 75 дена, што го смета за голема неповолност.<sup>(57)</sup>

Помали молекули како ТЕГДМА се лачат побрзо од поголемите како бис-ГМА,<sup>(19,88,83)</sup> но исто така докажано е дека се испуштаат и полнителите, полимеризациони промотори и инхибитори, како и деградациони продукти.<sup>(65)</sup>

Ferracane како автор долго време се занимавал со студии посветени на цитотоксичноста на дентални реставративни материјали и како една од причините за штетното влијание го наведува степенот на полимеризација на материјалот при што постои обратен сооднос помеѓу времето на полимеризација и цитотоксичноста на компонентите<sup>(65)</sup>. И други автори кои ја истражувале оваа корелација нашле дека намалената ирадијација сигнификантно ја зголемува растворливоста на материјалот.<sup>(4,5,21)</sup>

Светлосната полимеризација на ДРМ не резултира со нивна комплетна полимеризација: 25-50% од молекулите во бондот остануваат вон реакција, каде е вклучено и околу 10% резидуален мономер, со што се добива реакција на продукти поинаква од посакуваната.<sup>(20,21)</sup> Поради тоа колку е

подолга полимеризационата реакција толку помалку молекули остануваат за излучување . Со тоа степенот на полимеризациона конверзија може да се смета за сигнификантен детерминант на концентрацијата постигната од ослободените компоненти ,а со тоа и на цитотоксичниот потенцијал.<sup>(23,25)</sup>

Светлосната полимеризиција на еднокомпонентни смолни композити се остварува со халогено светло кое има добар светлосен спектар, доволна длабочина на стврднување, слаб интензитет на топлинска енергија, продира низ емајлова површина и е потполно некарциноген.<sup>(70)</sup>

Квалитетот, но и квантитетот на изворот на светлина како физички фактор влијаат на процесот на врзување на полимерниот ланец.<sup>(71)</sup>

Успехот во користењето на светлосно полимеризирачките дентални материјали се базира на правилно определен временски интервал и интензитет на светлина. Занемарување на овие фактори има суштинско влијание во конечниот исход од клиничката работа.<sup>(13,14)</sup>

Поради сите овие искажани податоци во литературниот преглед, можноста за евидентирање клинички промени како резултат на трајни забни реставрации со материјали базирани на смоли е неоспорна. Разбирањето на оптималните карактеристики на материјалите даваат основа за развој на т.н биоматеријали кон кои се стреми современата стоматологија.



**ЦЕЛ НА ТРУДОТ**

## ЦЕЛ

Кај денталните реставративни материјали, количината на компоненти која може да се ослободи е детерминирана од мономер-полимер конверзијата. Бројот на неконвертирани молекули се потенцијална опасност во текот на примената на светлосно-полимеризирачки материјали. Ако на тоа се надоврзе и неправилност во процесот на полимеризација целокупната структура на реставрациите се доведува под сомнение. Со детерминирање на дифузионата пермеабилност на дентинот ја предвидуваме редуцијата на слободни молекули и евентуални токсични компоненти од овој тип на материјали. Имајќи ги во предвид дилемите околу нивна детекција и квантификација, го насочивме нашето истражување кон следните цели:

- Одредување на квантитет на ослободени мономерни во вода од два вида композитен материјал со користење на неадекватно време на полимеризација од 20 секунди .
- Одредување на квантитет на ослободени мономерни во вода од два вида композитен материјал со користење на адекватно време односно препорачано време на полимеризација од 40 секунди .
- Одредување на квантитет на мономер кој се ослободува како резултат на синергизам од аплицирани композитни материјали заедно со дентин адхезив за скратено време на полимеризација преку експериментален модел со дентинска бариера
- Одредување на квантитет на мономер кој се ослободува како резултат на синергизам од аплицирани композитни материјали заедно со дентин адхезив за адекватно време на полимеризација преку експериментален модел со дентинска бариера
- Ослободените хемиски супстанции од дентални материјали да се проследат во временски интервали од 1; 7 и 14 дена.

## **МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД НА РАБОТА**

## МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

За остварување на целите на нашето истражување, во текот на експерименталната процедура беа употребени два различни композитни материјала, произведени во различни фабрики, но со иста основа во содржината на смолестата компонента: Tetric (Vivadent, Lichtestain) и Esthet-X (Dentsply, De Tray) кои ги содржат базичните мономери: Бис-ГМА И ТЕГДМА. За припрема на дентинската површина употребивме кондиционер “Email preparatory” (Vivadent, Lichtestain) во стандардно времетраење од 20сек. и Дентин адхезив препорачан за универзален: “Exite” (Vivadent, Lichtenstain) како адхезив на избор.

За полимеризацијата на пробите од композитен материјал кои ги припремивме на последователно опишан начин, се служевме со извор на халогена светлина од лампа “Astralis 7” (Vivadent, Lichtenstain).

Имерзија на примероците се изврши во фабрички шишиња со дестилирана вода и вакумски гумен затворувач каде содржината изнесува 4мл.

Секој раствор беше подложен на хемиска детекција на компоненти со Високоэффексна течна хроматографија односно High Performance Liquid Chromatography (HPLC). Анализите беа извршени на Институтот за хемија при Природно математичкиот факултет во Скопје

Материјалот за испитување беше поделен во две групи:

I – Во првата група се одреди концентрација на ослободени мономер супстанции од примерок од композитниот материјал директно потопен во 4мл. дестилирана вода во одредените временски интервали. Нивната стандардизација се изврши на цилиндрично стаклено блокче на кое се препарираат димензии од 6мм дијаметрално и 2мм длабочина. Првата група ја сочинуваа две подгрупи:

Ia- Примероци од двата типа композит каде е користена полимеризација од 20сек халогено осветлување- како скратено време на полимеризација

Ib- Примероци на композитите каде полимеризацијата е 40сек.- како препорачано време на полимеризација.

II -Во втората група се испита и одреди количеството ослободени мономер супстанции од композитните материјали кои ја поминале дентинската бариера, припремена во експериментални модели кои го добија својот тек на на следниот начин:

24 екстрахирани премоларни заби поради ортодонтски причини

кај пациенти на возраст од 18-25 години ги припремивме така што најнапред го отсековме коренскиот дел до емајлово-цементната граница. Потоа оклузално препариравме кавитет со приближен дијаметар од 6мм и 2мм длабочина каде преостанатата дентинска дебелина изнесува 2мм. (+ - 0.4мм) што се верифицира со соодветен мерач прикажан на сл.2. Пулпината страна од забната коронка се навлече на отвор од вакумското капаче на шишето со дестилирана вода -сл.3.Вака приготвените модели ги поделивме во четири групи:

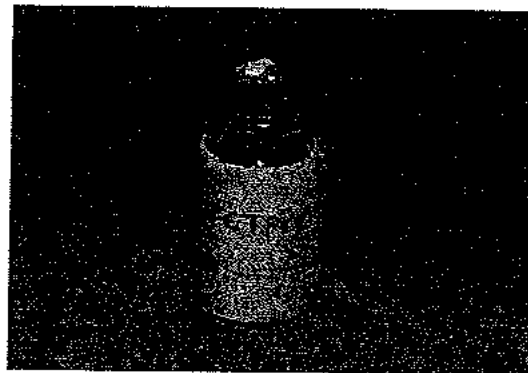
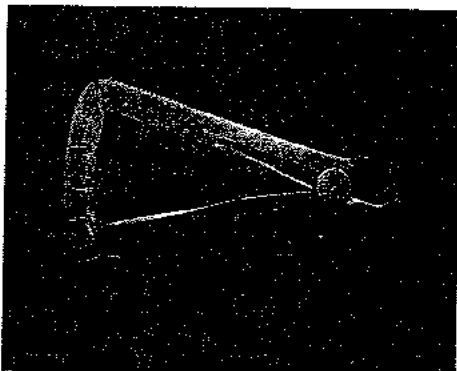
IIa - На 6 кавитети на заби се нанесе слој од композитот "Tetric Ceram" и на 6 кавитети на заби слој од композитот "Esthet-X",вкупно 12, во дебелина од 2мм. Се изврши полимеризација на примероците од 20сек. Оклузалната страна се заштити со фолија за кавитетот да не дојде во контакт со надворешна светлина и кислород. Шишенцето го превртевме наопаку за да се овозможи дестилираната вода да ја покрие површината на дентин кон пулпината страна. Во зависност од предвидениот временски интервал се изврши анализа на примероците со споменатиот метод за квантификација на компоненти.

IIb -Соодветно на претходната група припремени се и полимеризирани ист број и тип на примероци со единствена разлика во времето од 40 сек. Кое е користено за халогено осветлување.

Оклузалната страна ја заштитивме со фолија И превртеното шишенце го проследивме за квантификациона анализа во зависност од предвидениот временски интервал.

Ис- 12 заби каде во кавитетот аплициравме нагризувачки препарат, по чие испирање се нанесе дентин адхезив, се изврши негова полимеризација и на тоа се аплицираше слој од двата вида композитен материјал по 6 примероци со просечна дебелина од 2мм. Полимеризација на примероците од оваа група беше со времетраење од 20сек..Оклузалната страна се заштити и анализата се изврши на претходно утврдениот и опишан начин.

Ид – 12 заби каде во кавитетот по процедурата на нагризување, испирање и апликација и полимеризација на дентин адхезивот, се аплицираа двата вида композитен материјал со просечна дебелина од 2мм. Полимеризација на примероците во оваа група беше со времетраење од 40сек. Истоветно како претходно споменатите подгрупи на примероци,се извршија предвидените анализи.



Секој од примероците го испитавме за време на полимеризација од:

- 20сек. како скратено време на полимеризација и
- 40сек. како препорачано време на полимеризација.

Примероците беа проследени во временски интервали од 1; 7 и 14 дена.

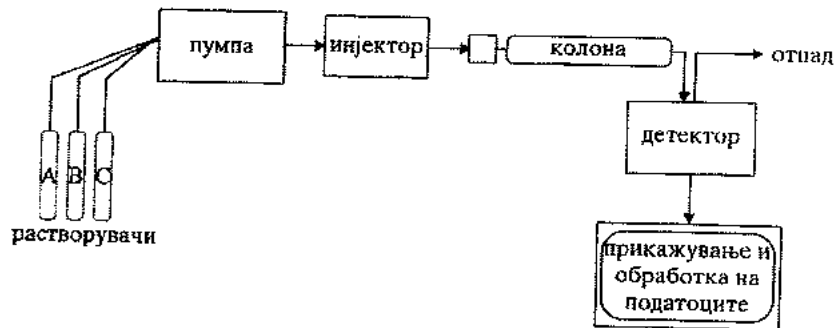
## **Метод на работа**

Високо ефикасна течна хроматографија е физички метод на разделување на компоненти кои се распоредуваат меѓу две фази, стационарна (неподвижна) и мобилна (подвижна) фаза. Распределбата настанува како резултат на молекулски интеракции кои постојат меѓу молекулите од супстанцата која се разделува и молекулите од двете фази(53). Колку поголеми се тие интеракции меѓу молекулите од супстанцата и од стационарната фаза, толку посилно супстанцата ќе биде задржана во колоната и обратно, колку посилни се интеракциите на молекулите од една компонента со оние на мобилната фаза, толку побрзо таа ќе минува низ колоната. Времето што секоја од компонентите го минува во секоја од фазите зависи од нејзиниот коефициент на распределба, кој треба да се разликува од коефициентот на распределба на останатите компоненти за разделувањето да биде можно.

Основните делови на еден течен хроматограф се прикажани на блок дијаграм на сл. Бр.4

- 1.резервоари за снабдување со растворувачи
- 2.пумпа снабдена со уред за програмирање на составот на мобилната фаза
- 3.уред за внесување на пробата (инјектор)
- 4.колона
- 5.детектор (УВ)

6.систем за прикажување на хроматограмите И обработка на податоците.



Сл. 10. Блок дијаграм на еден HPLC систем

Колоната претставува срцето на оваа метода и во неа се врши разделувањето на компонентите.

Детекторот е осетлив на секоја компонента од примерокот, реагира со неа И обезбедува линеарен одговор со карактеризирање на секоја од компонентите.

Прикажување на резултатите од хроматографското разделување дадено како одговор на детекторот може да биде софистицирано во различна мерка. Современите хроматографи поседуваат аналого-дигитални конвертори, па хроматограмот може да се складира во дискот на персонален компјутер. При тоа со едноставен програм добиваме време на задржување со висина или површина на пикови, а потоа со калибрација се добива комплетна квантитативна анализа.

ХПЛЦ системот кој ние го користевме е од производителот Вариан составен од тернарна пумпа Модел 9012 и УВ детектор со низа од диоди Модел 9065.



При тоа користевме реверзно фазна стационарна фаза (или C18 колона) и мобилна фаза составена од вода и ацетонитрил во соодветен однос.

Стандардизација се изврши со позната стандардна концентрација за квантификација на мономер компонентите добиена од соодветната фабрика. Сите хроматограми се компарирани и анализирани према овој стандард.

Студијата се базира на релевантни податоци добиени од системот за високоефикасна течна хроматографија, каде инјектираната проба протекува низ колоната во времетраење од 10 мин. Тој временски интервал е определен бидејќи врзувањето на испитуваните мономерни преку стандардите е определено на (+-) 4 мин. за Бис-ГМА односно (+-) 6 мин. за ТЕГДМА.

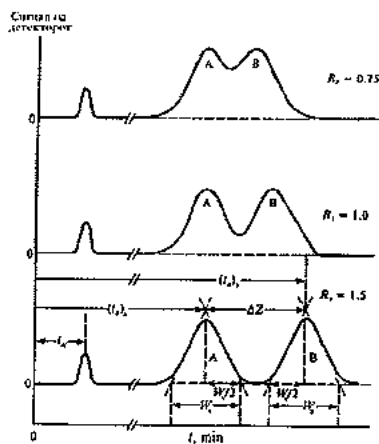
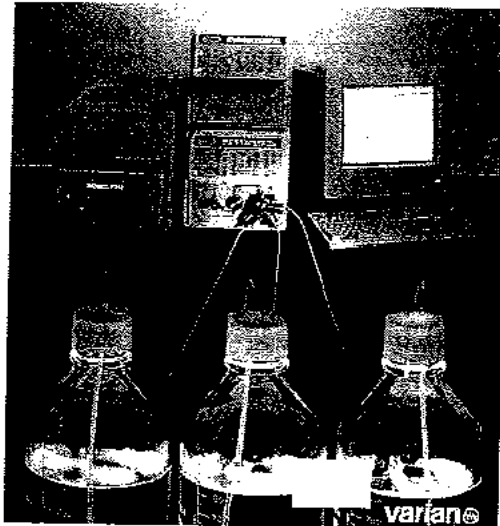
Анализата се изведува со првенствено калибрирање на течниот хроматограф со чиста супстанца од смесата на супстанции која ја бараме. Со тоа во пробата што ја испитуваме не настануваат двоумења околу видот на супстанцата која ја детектираме.

За тестирање на нултата хипотеза и донесување на релевантни заклучоци ги користевме следните методи на аналитичка статистика (аналитички статистички тестови):

- Крускал -Валисов тест (Kruskal -Wallis test) со Алфа статистика за меѓугрупни разлики
- Ман-витниев У тест на инверсија (Mann-Whitney U тест )
- Фридманов тест (Friedman test)

Нивоите на веројатност на остварување на нултата хипотеза согласно меѓународните стандарди за био-медицински науки, беа 0.05 И 0.01.

Севкупната статистичка анализа е извршена со помош на персонален сметач (ИМБ 586 ИВ) и со специјална статистичка компјутерска програма на Институтот за социјална медицина, статистика и истражувања во здравството на Медицинскиот факултет во Белград.

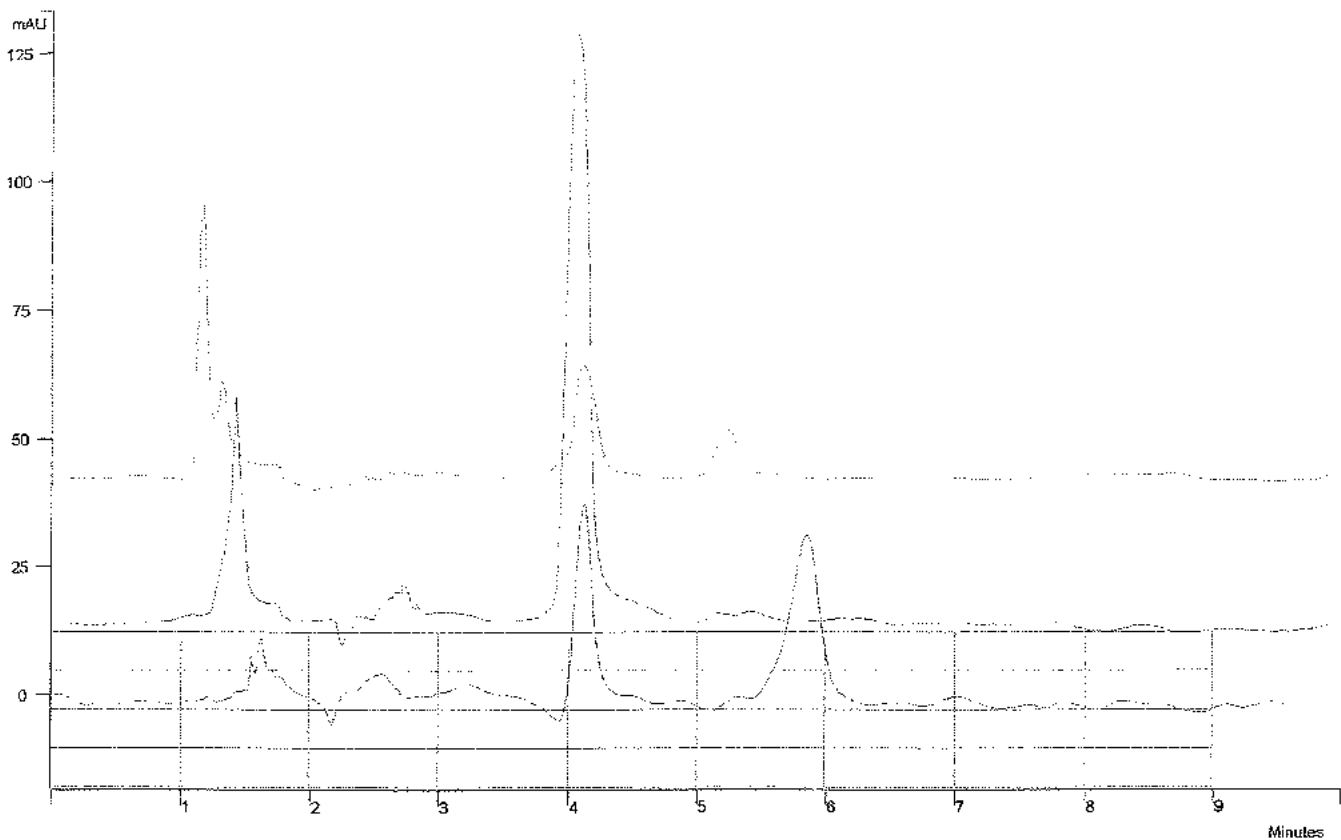


Прикажувањето на резултатите добиени од експерименталниот дел на нашиот научен труд започнува од добиените параметри кои согласно правилата за работа со системите за течна хроматографија обигатно се стандардизираат преку разредување на супстанциите во м/мол/Л, како и преку одредување на граница на детекција и граница на квантификација.

## ***РЕЗУЛТАТИ***

Добиените резултати од експерименталните проби се прикажани И анализирани по следниот распоред: најнапред се дадени вредности од добиени концентрации од проби од ослободен мономер Бис-ГМА за вредностите од двата композитни материјала и потоа анализирани помеѓу себе за првиот временски интервал од 24 часа, потоа истите прикажани и анализирани за период од 7 дена и последователно за 14 дена. Потоа се прикажани вредностите во концентрации на м/мол/л проби од мономерот ТЕГДМА за вредностите од двата композитни материјала помеѓу себе за првиот временски интервал од 24 часа, потоа за време од 7 дена како и за време од 14 дена. Добиените вредности се анализирани статистички. Тука се вклопува анализата на количествата добиени со директна проба со потопување во вода во сооднос со количеството мономер што ја поминало дентинската бариера. Потоа се компарирани и анализирани вредностите од пробите помеѓу двата мономера Бис-ГМА И ТЕГДМА каде е користен тест на инверзија . Последните анализи се направени поединечно за двата мономери, но со компарација од вредностите од сите три временски интервали по редослед каде е користен Фридманов тест (Friedman test) за статистика и деден е графички приказ за визуелно појасно следење на добиените квантификациони вредности.

Сл.1. Хроматограми на смеса од стандарди (—) и проби од Esthet-x 20 сек. со адхезив (—)и Esthet-x 20 сек. без адхезив (· · ·) по 24 часа за мономер Бис-ГМА



Добиените хроматограми од стандарди за секој мономер поодделно се базичен параметар за нивна идентификација во испитуваните композитни материјали каде преку пресметана површина на пик и соодветна математичка формула се определува нивна концентрација.

резултати

Табела 1. Количина ослободен мономер Бис-ГМА за 24 часа кај композитот Tetric Ceram

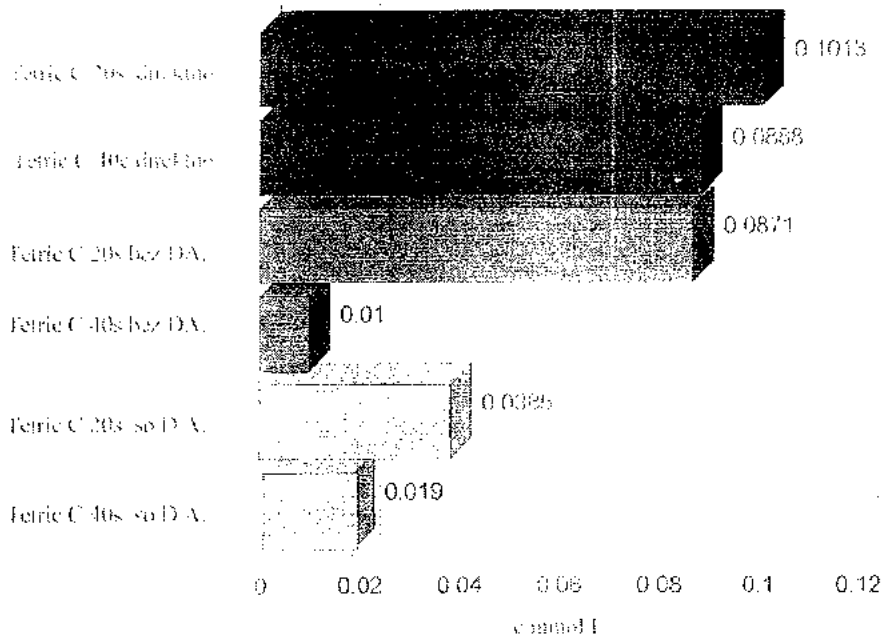
Tetric Ceram	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
директна проба 20"	191227	0,1013
директна проба 40"	118135	0,0888
проба без Д А 20"	117112	0,0871
проба без Д А 40"	54630	0,0100
проба со Д А 20"	67146	0,0385
проба со Д А 40"	10844	0,0190

Д А = дентин адхезив

Даден е табеларен приказ на пресметана површина од регистриран пик од ослободен мономер Бис-ГМА во тек на 24 часа. Од соодветната површина добиена од хроматограм, со помош на математичка формула се пресметува и добива концентрација изразена во м/мол/Л.

Графикон бр. 1

Графички приказ на количина ослободен мономер Бис-ГМА за 24 часа кај композитот Tetric Ceram



Табела 2.

Концентрацијата на мономерот Бис-ГМА добиена од пробите на композитот Tetric Ceram -директна проба- каде времето на полимеризација изнесува 20сек. и 40сек. , компарирана е со вредностите од соодветниот композит за мономерот Бис-ГМА за исто време на полимеризација, но со користен дентин адхезив И без него.

Bis-GMA 24h	C/mmol/l	Bis-GMA 24h	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Tetric C 40'' direktna proba	0.0888	Tetric C 40'' bez D A	0.0100	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0888	Tetric C 40'' so D A	0.0190	P<0.05

Bis-GMA 24h	C/mmol/l	Bis-GMA 24h	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.1013	Tetric C 20'' bez D A	0.0871	P<0.05
Tetric C 20'' direktna proba	0.1013	Tetric C 20'' so D A	0.0385	P<0.05

Kruskal-Valis test: H=14.131; DF=11; P<0.01

На дадениот табеларен и последователниот графички приказ, може да се забележи дека е детектирана слободна количина мономер Бис-ГМА во сите испитувани проби од композитот Tetric Ceram.

Во тек на користење на различно време на полимеризација на испитуваниот композит добиени се статистички сигнификантни разлики во количина ослободен мономер.

Разликата помеѓу количеството на мономер супстанца добиена при директна проба од композитот и количеството на мономер супстанца ослободена И дифундирана преку дентин е статистички сигнификантна и очекувана согласно со дентинската функција.

При тоа најголема вредност ослободен и дифундиран мономер Бис-ГМА одредуван преку бариера од дентин добивме кај примерокот од композитот Tetric Ceram каде не е употребен дентин адхезив ,но времето на полимеризација е скратено и изнесуваше 20 с.

резултати

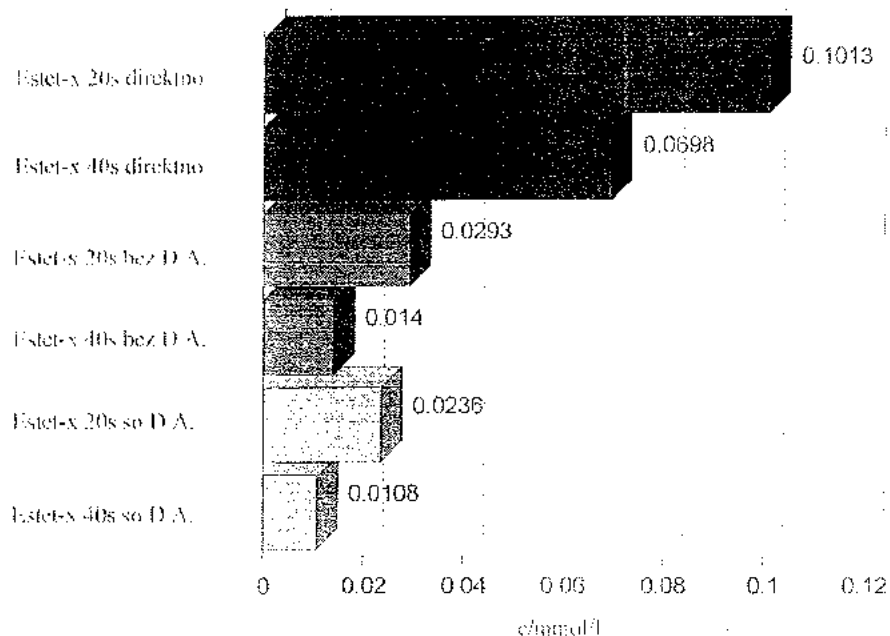
Табела 3. Количина ослободен мономер Бис-ГМА за 24 часа кај композитот Estet-x пресметан во концентрација на м/мол/Л, изведена со математичка формула од хроматограмски добиена површина на пик.

Esthet-x	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
директна проба 20''	191227	0,1013
Директна проба 40''	115114	0,0698
проба без Д А 20''	55490	0,0293
проба без ДА 40''	66880	0,014
проба со Д А 20''	52712	0,0236
проба со Д А 40''	5470	0,0108

Д А = дентин адхезив

Графикон бр.2

Графички приказ на количина ослободен мономер Бис-ГМА за 24 часа кај композитот Estet-x



Табела 4. Пробата на композитот estet-x аплициран со време на полимеризација од 20 сек. и 40 сек. е компарирана со вредностите од соодветниот композит за исто време на полимеризација, но со користен дентин адхезив и без него, како и резултатите од статистичката анализа

Bis-GMA 24h	C/mmol/l	Bis-GMA 24h	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0698	Esthet-x 40'' bez D A	0.0140	P<0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0698	Esthet-x 40'' so D A	0.0108	P<0.05

Bis-GMA 24h	C/mmol/l	Bis-GMA 24h	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1003	Esthet-x 20'' bez D A	0.0293	P<0.05
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1003	Esthet-x 20'' so D A	0.0236	P<0.05

Kruskal-Valis test: H=14.131; DF=11; P<0.01

Согласно со прикажаната табела, се отчитува графички приказ на вредностите на бараната компонента каде може да се забележи дека во пробите на композитот Esthet-x детектирана е слободна количина мономер Бис-ГМА во сите испитувани примероци за период од 24 часа.

Различното време на полимеризација на композитот дава сигнификантни разлики во количина ослободен мономер. Регистрирани се статистички значајни намалени вредности на премин преку бариера од дентин. Најголема вредност слободен Бис-ГМА е регистрирана кај примерокот Esthet-x 20 сек. со адхезив. Спротивно на тоа, најмала вредност на концентрација од бараниот мономер е регистрирана при адекватна апликација на композитно полнење.



Табела 5.

Пробите во кои е екстрахиран мономерот Бис-ГМА се анализирани помеѓу двата испитувани композита за временски период од 24 часа и прикажана е статистичката обработка и резултати кои произлегуваат од вредности компарирани помеѓу нив.

Bis-GMA 24h	C/mmol/L	Bis-GMA 24h	C/mmol/L	Kruskal- Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.1013	Esthet-x 20'' direktna proba	0.1003	P>0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0888	Esthet-x 40'' direktna proba	0.0698	P>0.05
Tetric C 20'' bez D A	0.0871	Esthet-x 20'' bez D A	0.0293	P<0.05
Tetric C 40'' bez D A	0.0100	Esthet-x 40'' bez D A	0.0140	P>0.05
Tetric C 20'' so D A	0.0385	Esthet-x 20'' so D A	0.0236	P<0.05
Tetric C 40'' so D A	0.0190	Esthet-x 40'' so D A	0.0108	P>0.05

Kruskal-Valis test: H=14.131; DF=11; P<0.01

Статистичката обработка која ги опфаќа вредностите од мономерот Бис-гма добиени од двата различни композита доведени во меѓусебен сооднос покажува приближни вредности, но сепак се јавуваат и разлики во концентрациите кои во овој временски интервал во одбележаните табеларни вредности на  $p<0.05$  кај композитот Tetric ceram во однос на композитот Esthet-x.

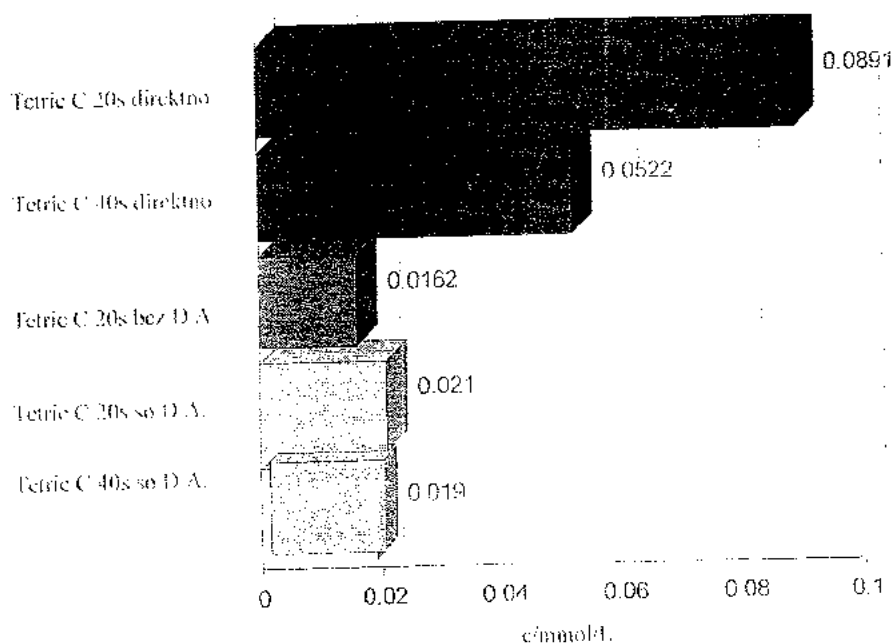
резултати

Табела 6. Количина ослободен мономер ТЕГДМА за 24 часа кај композитот Tetric Ceram

Tetric Ceram	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
Директна проба 20''	191227	0,0891
Директна проба 40''	118135	0,0522
Проба без Д А 20''	117112	0,0162
Проба со Д А 20''	67146	0,0210
Проба со Д А 40''	10844	0,0190

Д А = дентин адхезив

Графикон бр.3  
Количина ослободен мономер ТЕГДМА за 24 часа кај композитот Tetric Ceram прикажана по систем на графички приказ



Табела 7. Пробата на композитот Tetric Ceram аплициран со време на полимеризација од 20 сек. и 40 сек. е компарирана со вредностите од соодветниот композит за мономерот ТЕГДМА за исто време на полимеризација, но со користен дентин адхезив И без него.

ТЕГДМА 24h	C/mmol/l	ТЕГДМА 24h	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.0891	Tetric C 20'' bez D A	0.0162	P<0.05
Tetric C 20'' direktna proba	0.0891	Tetric C 20'' so D A	0.0210	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Tetric C 40'' bez D A	/	//////////
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Tetric C 40'' so D A	0.0190	P<0.05

Kruskal-Valis test: H=12.063; DF=9; P<0.01

На графиконот кој ја следи табелата бр. 6 квантификационата анализа кај сите примероци со вметната дентинска бариера помеѓу водениот раствор и композитната смеса, се појавува како сигнификантно намалување на количината слободен мономер ТЕГДМА во однос на истата состојба каде е земен примерок од директната апликација во вода.

Значаен регистриран параметар во оваа група на квантификационо одредување на мономери е дека ослободен мономер ТЕГДМА во состојби каде не е применет дентин адхезив а времето на полимеризација е 40 сек., не се детектира со нашиот метод на анализа или е под најниската граница на детекција

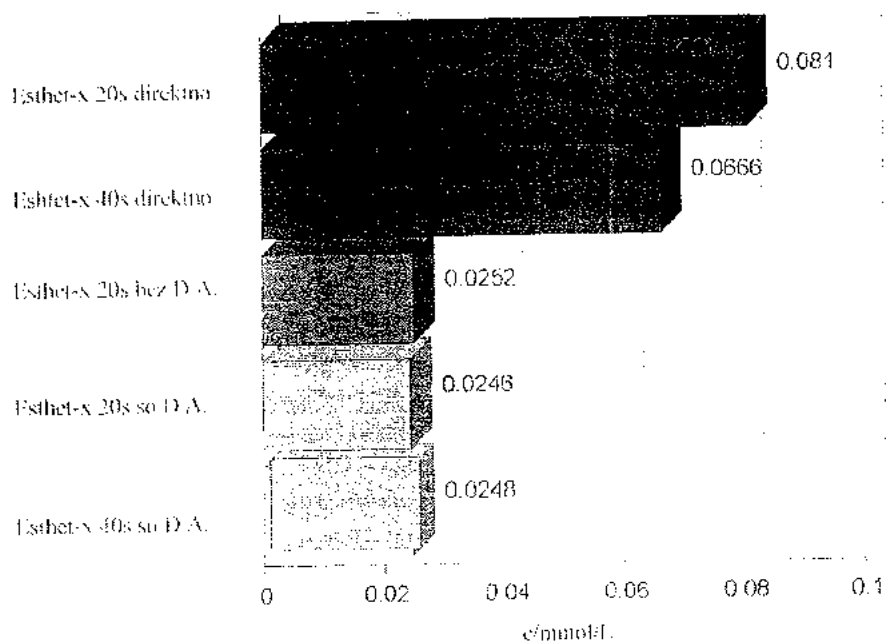
Статистичка несигнификантна разлика постои меѓу примероците каде е односно не е користен дентин адхезив, со запазување на истоветноста на параметрите во групата.

Табела 8. Количина ослободен мономер ТЕГДМА за 24 часа кај композитот Estet-x

Estet-x	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
Директна проба 20''	191227	0,081
Директна проба 40e''	115114	0,0666
проба без ДА 40''	66880	0,0252
проба со ДА 20''	52712	0,0246
проба со ДА 40''	5470	0,0248

На табеларен приказ бр.8 дадени се вредностите на површината од регистриран пик од ослободен мономер ТЕГДМА во тек на 24 часа кај композитот Estet-x и добиените вредности се претворени во концентрации.

Графикон бр.4 Количина ослободен мономер ТЕГДМА за 24 часа кај композитот Esthet-x прикажана по систем на графички приказ



Табела 9. Пробата на композитот Esthet-x аплициран со време на полимеризација од 20 сек. и 40 сек. е компарирана со вредностите од соодветниот композит за мономерот ТЕГДМА за исто време на полимеризација, но со користен дентин адхезив и без него.

TEGDMA 24h	C/mmol/l	TEGDMA 24h	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.0810	Esthet-x 20'' bez D A	0.0252	P<0.05
Esthet-x 20'' direktna proba	0.0810	Esthet-x 20'' so D A	0.0246	P<0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0666	Esthet-x 40'' bez D A	/	//////////
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0666	Esthet-x 40'' so D A	0.0248	P<0.05

Kruskal-Valis test: H=12.063; DF=9; P<0.01

Евидентно е дека постои разлика помеѓу ослободено количество мономер кај пробите на директно потопување на композитен материјал во вода, во однос на пробите каде мономерот треба да ја помине дентинската бариера.

Во пробата Esthet-x каде времетраењето на светлосната полимеризација изнесува 40сек. ,И не е аплициран дентин адхезив,може да се констатира дека нема детектибилна количина слободен мономер што успева да го помине дентинот поставен како бариера.

Преостанатите разлики меѓу самиот материјал во однос на мономерот ТЕГДМА,се несигнификантни.

Табела бр.10  
Статистичка анализа помеѓу двата одбрани композитни материјала за концентрациите на детектиран мономер ТЕГДМА

TEGDMA24h	C/mmol/L	TEGDMA24h	C/mmol/L	Kruskal-Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.0891	Esthet-x 20'' direktna proba	0.0810	P>0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Esthet-x 40'' direktna proba	0.0666	P>0.05
Tetric C 20'' bez D A	0.0162	Esthet-x 20'' bez D A	0.0252	P>0.05
Tetric C 40'' bez D A	/	Esthet-x 40'' Bez D A	/	//////////
Tetric C 20'' so D A	0.0210	Esthet-x 20'' so D A	0.0246	P>0.05
Tetric C 40'' so D A	0.0190	Esthet-x 40'' so D A	0.0248	P>0.05

Kruskal-Valis test: H=12.062; DF=9; P<0.01

Регистрирана е несигнификантност во концентрациите на мономерот ТЕГДМА при компарирање на вредностите кај двата композитни материјала по одредување на нивото на ослободен мономер мерен по 24 часа.

Табела 10.1 Приказ на вредности добиени од проби на двата различни мономера кај ист тип на композит, статистички обработени по метод на инверзија, за временски интервал од 24 h.

Kompozit /	BisGMA24h C/mmol/L	TEGDMA24h C/mmol/L	Man-Vitni U-test
Tetric Ceram 20' direktno	0.1013	0.0891	P>0.05
Tetric Ceram 40' direktno	0.0888	0.0522	P>0.05
Tetric Ceram 20' bez D A	0.0871	0.0162	<b>P&lt;0.05</b>
Tetric Ceram 40' bez D A	0.0100	/	//////////
Tetric Ceram 20' so D A	0.0385	0.0210	P>0.05
Tetric Ceram 40' so D A	0.0190	0.0190	P>0.05

На прикажаните и статистички обработените количества мономер Бис-ГМА И ТЕГДМА за временски интервал од 24 часа статистички значајна разлика се добива кај компарирани вредности во проби со скратено време на полимеризација од 20 сек. Каде не е аплициран дентин адхезив во препарираниот кавитет од забот што се користи за испитување. Иако се очекувани поголеми процентуални разлики помеѓу овие две вредности, за првите 24 часа добиените податоци имаат свое значење.

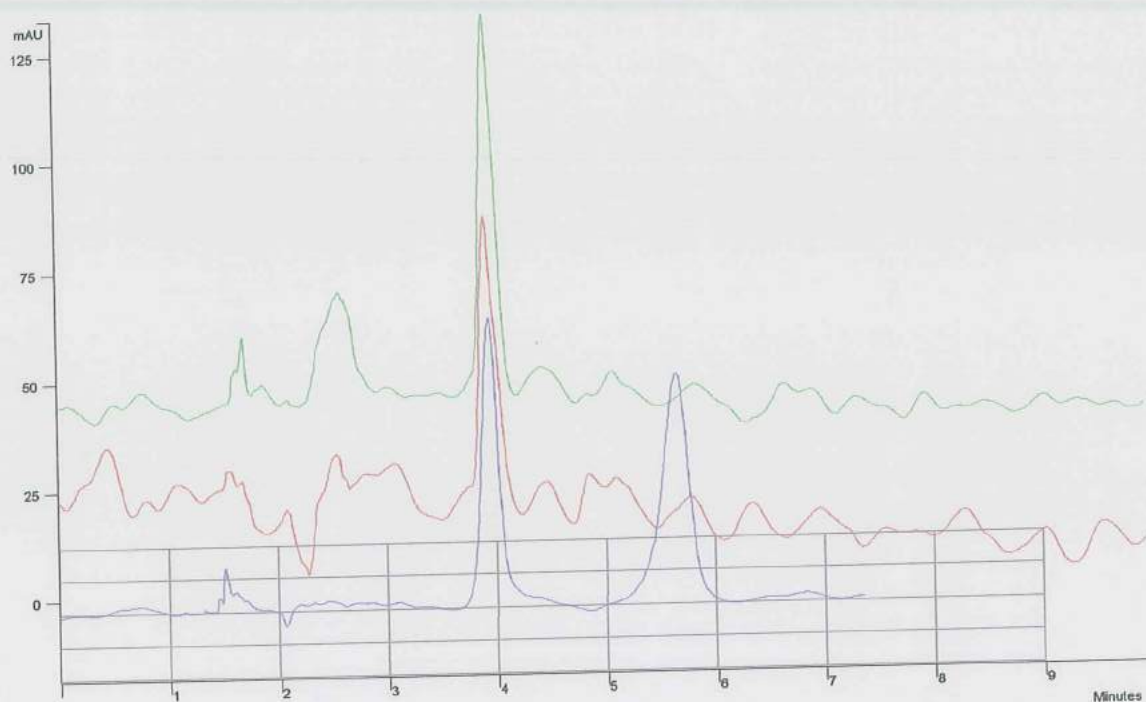
Табела 10.2 Приказ на вредности добиени од проби на двата различни мономера кај ист тип на композит, статистички обработени по метод на инверзија, за временски интервал од 24 h.

Kompozit	BisGMA24h C/mmol/L	TEGDMA24h C/mmol/L	Man-Vitni U-test
Esthet-x 20' direktno	0.1003	0.0726	<b>P&lt;0.05</b>
Esthet-x 40' direktno	0.0698	0.0566	P>0.05
Esthet-x 20' bez D A	0.0293	0.0252	P>0.05
Esthet-x 40' bez D A	0.0140	/	//////////
Esthet-x 20' so D A	0.0236	0.0246	<b>P&lt;0.05</b>
Esthet-x 40' so D A	0.0108	0.0248	P>0.05

На претставената табела, каде вредностите од двата испитувани мономера се обработени и компарирани помеѓу себе, се констатира сигнификантност кај примероците од аплициран esthet-x директно во шишето со директен примерок и пократко време на полимеризација, но и кај примероците каде пробите се направени со применет дентин адхезив. Иако се очекувани поголеми процентуални разлики помеѓу овие две вредности, за првите 24 часа добиените податоци имаат свое значење.



Сл. 2. Хроматограми на смеса од стандарди (—) и проби од Tetric Ceram 20'' со (—) адхезив и Tetric Ceram 20'' без адхезив (—) по 7 дена



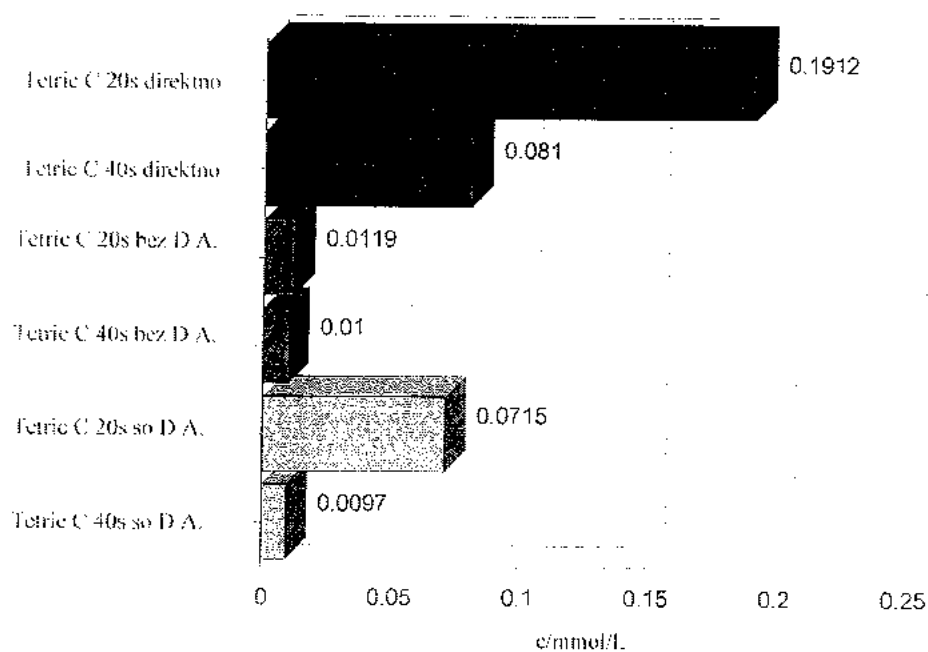
На прикажаниот хроматоргам евидентирани се пиковите од стандардите за мономерите Бис-ГМА И ТЕГДМА по 7 дневен временски период кои се поклопуваат со пиковите од Испитуваните примероци врз база на кои е определена концентрацијата преку мерење на нивна површина.

Табела бр.11

Проби од комозитот Tetric Ceram каде е квантифициран мономерот Бис - ГМА по 7 дневен интервал

TetricCeram	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
директна проба . 20''	291227	0.1912
директна проба 40''	130212	0,0810
проба без Д А 20''	34288	0,0119
проба без Д А 40''	34209	0,0100
проба со Д А 20''	34076	0,0715
проба со Д А 40''	30623	0,0097

Графикон бр.5 Графички приказ на добиена концентрација мономер Бис-ГМА по 7 дена од испитувањето кај композитот Tetric Ceram



Табела бр.12 Параметар кој ни укажува за време на полимеризација од 20сек и 40сек. колку количина на мономер ја поминува дентинската бариера кај ист тип на композит и нивна статистичка обработка.

Bis-GMA 7 d	C/mmol/l	Bis-GMA 7 d	C/mmol/l	Kruskal- Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.1912	Tetric C 20'' bez D A	0.0119	P<0.05
Tetric C 20'' direktna proba	0.1912	Tetric C 20'' so D A	0.0915	P>0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0881	Tetric C 40'' bez D A	0.0100	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0881	Tetric C 40'' so D A	0.0097	P<0.05

Kruskal-Valis test: H=12.063; DF=9; P<0.01

На претставениот графикон со бр.5 може да се констатира дека испитуваниот мономер е детектиран во сите испитувани проби. Кај сите примероци со дентинска бариера се покажува сигнификантно намалување на количината слободен мономер Бис-ГМА во однос на директниот примерок.

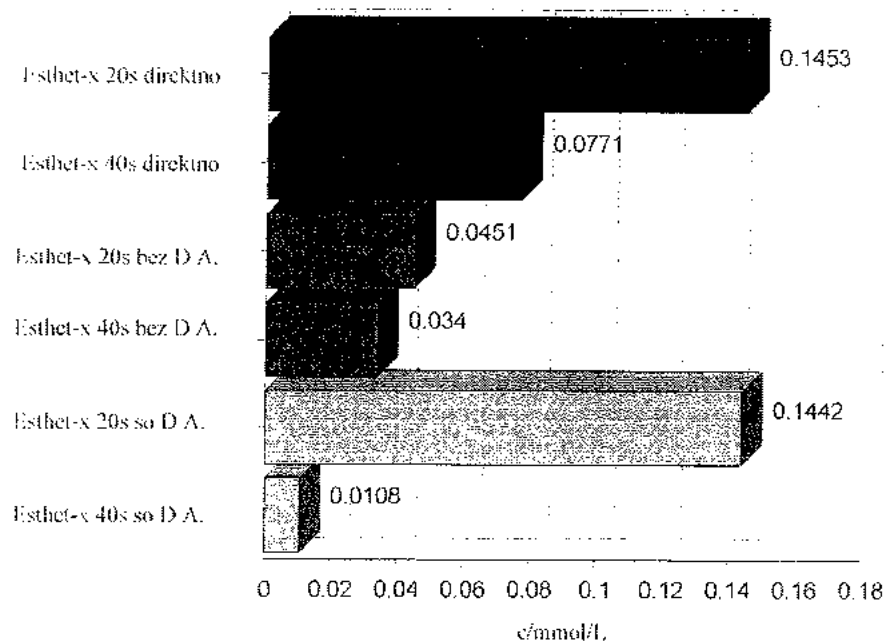
Најголема количина слободен мономер има кај композитот Tetric Ceram со време на полимеризација од 20сек. и аплициран дентин адхезив. Кај примерокот од Tetric Ceram композитот аплициран со дентин адхезив и полимеризиран 40сек. детекцијата е во трагови.

Табела 13.  
Количина ослободен мономер Бис-ГМА за 7 дена композитот Estet-x

Esthet-x	Површина на пик	Конц. на м/мол/л
директна проба 20''	224154	0,1453
директна проба 40''	112329	0,0771
проба без Д А 20''	22768	0,0451
проба без Д А 40''	71200	0,0340
проба со Д А 20''	220215	0,1442
проба со Д А 40''	34352	0,0108

Д А = дентин адхезив

Графикон бр.6 Прикажување во облик на графикон на ослободен мономер Бис-ГМА за 7 дена кај композитот Estet-x



Табела 14. Параметар кој ни укажува при време на полимеризација од 20сек. и 40сек. колку количина на мономер ја поминува дентинската бариера кај ист тип на композит и нивна статистичка обработка.

Bis-GMA 7 d	C/mmol/l	Bis-GMA 7 d	C/mmol/l	Kruskal- Wallis test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1453	Esthet-x 20'' bez D A	0.0451	P<0.05
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1453	Esthet-x 20'' so D A	0.1442	P>0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0771	Esthet-x 40'' bez D A	0.0340	P>0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0771	Esthet-x 40'' so D A	0.0108	P<0.05

Kruskal-Valis test: H=12.063; DF=9; P<0.01

Мономерот Бис-ГМА е детектиран во сите испитувани примероци на седумдневната проба од композитот Estet-x.

Сите примероци со дентинска бариера покажуваат сигнификантно намалување на количината слободен мономер Бис-ГМА во однос на директниот примерок.

Најголема количина слободен мономер има кај esthet-x 20'' со аплициран дентин адхезив.

Табела 15 . Резултати од пробите и нивна статистичка анализа за испитуван мономер Бис-ГМА по временски интервал од 7 дена, помеѓу двата композитни материјала.

Bis-GMA 7 d	C/mmol/L	Bis-GMA 7 d	C/mmol/L	Kruskal- Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.1912	Esthet-x 20'' direktna proba	0.1453	P>0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0881	Esthet-x 40'' direktna proba	0.0771	P>0.05
Tetric C 20'' bez D A	0.0119	Esthet-x 20'' bez D A	0.0451	P>0.05
Tetric C 40'' bez D A	0.0100	Esthet-x 40'' bez D A	0.0340	P>0.05
Tetric C 20'' so D A	0.0915	Esthet-x 20'' so D A	0.1442	P<0.05
Tetric C 40'' so D A	0.0097	Esthet-x 40'' so D A	0.0108	P>0.05

Kruskal-Valis test: H=12.063; DF=9; P<0.01

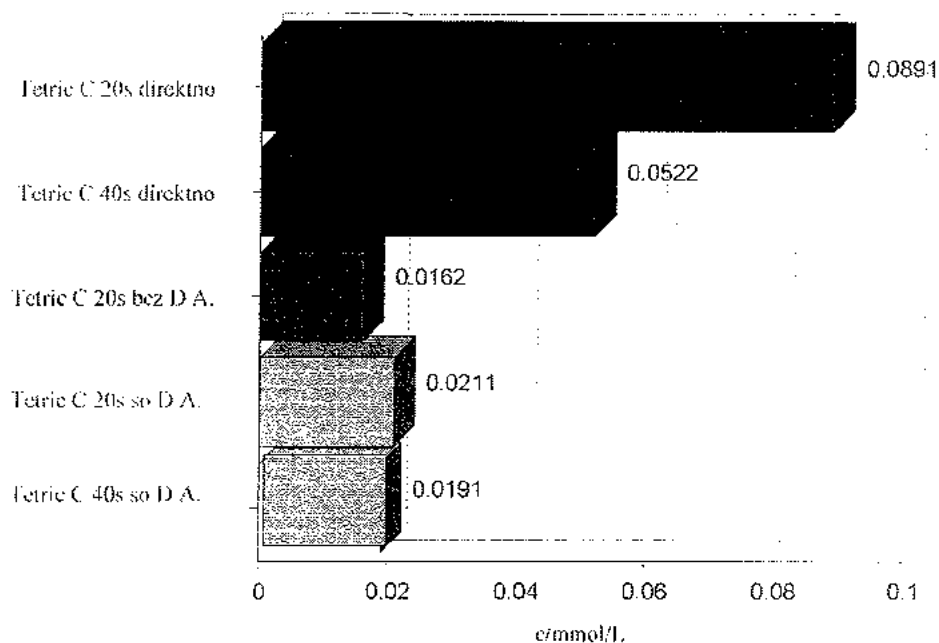
Добиените концентрации од композитните проби на двата материјала за мономерот Бис-ГМА по седумдневен интервал доведени во меѓусебен сооднос покажуваат несигнификантни разлики со исклучок на зголемена вредност на овој мономер кај проба од композитот Esthet-x со применет дентин адхезив.

Табела бр.16  
Проби од козозитот Tetric Ceram каде е квантифициран мономерот TEGDMA по 7 дневен интервал

TetricCeram	Површина на лик	Конц. на м/мол/Л
Директна проба 20''	130120	0.0891
Директна проба 40''	125100	0,0522
проба без Д А 20''	50264	0,0162
проба со Д А 20''	47271	0,0211
проба со Д А 40''	39353	0,0191

ДА = дентин адхезив

Графикон бр.7 Графички приказ на концентрација од проби од комозитот Tetric Ceram каде е квантифициран мономерот ТЕГДМА по 7 дневен интервал



Табела 17. Параметар кој ни укажува при време на полимеризација од 20сек. и 40сек. колку количина на мономер ја поминува дентинската бариера кај ист тип на композит и нивна статистичка обработка.

TEGDMA 7	C/mmol/l	TEGDMA 7	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.0881	Tetric C 20'' bez D A	0.0242	P<0.05
Tetric C 20'' direktna proba	0.0881	Tetric C 20'' so D A	0.0211	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Tetric C 40'' bez D A	/	//////////
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Tetric C 40'' so D A	0.0190	P<0.05

Kruskal-Valis test: H=12.063; DF=9; P<0.01

## резултати

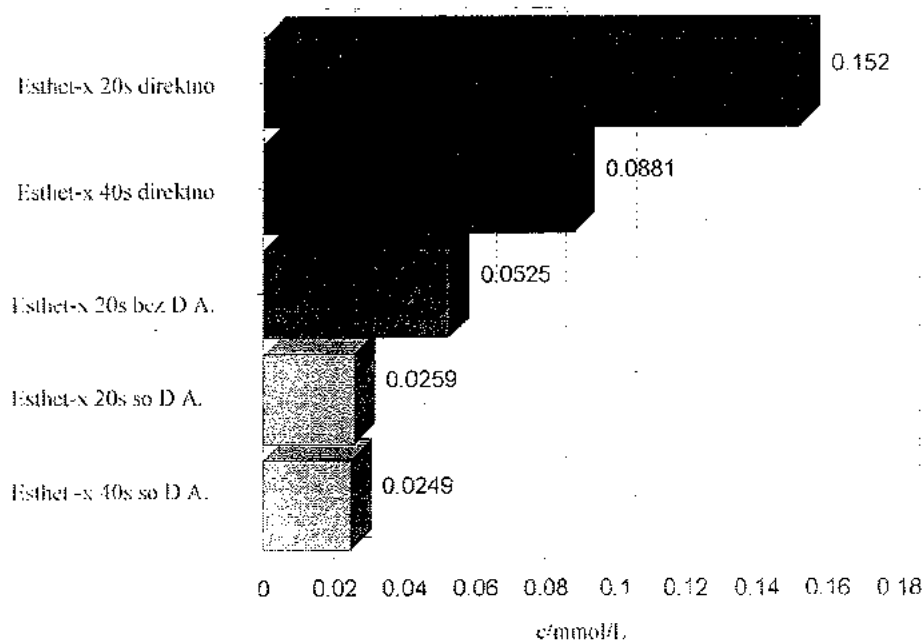
На соодветната табела по која следи графичкото претставување на вредностите од проби испитувани ка композитот Tetric Ceram со дентинска бариера покажуваат сигнификантно намалување на количината слободен мономер ТЕГДМА во однос на директниот примерок. Ослободен мономер ТЕГДМА без користење дентин адхезив со полимеризација 40сек. е под граници на детекција.

Табела 18.

Количина ослободен мономер ТЕГДМА за 7 дена композитот Estet-x

Esthet-x	Површина на пик	Конц. на м/мол/л
директна проба 20''	149202	0,1520
директна проба 40''	125885	0,0881
проба без Д А 20''	9695	0,0525
проба со Д А 20''	53776	0,0259
проба со Д А 40''	52316	0,0249

Графикон бр.8 Приказ во облик на графикон на количина ослободен мономер ТЕГДМА за 7 дена композитот Estet-X





Табела 19. Параметар кој ни укажува при време на полимеризација од 20сек. и 40сек. колку количина на мономер ја поминува дентинската бариера кај ист тип на композит и нивна статистичка обработка.

TEGDMA 7 d	C/mmol/l	TEGDMA 7 d	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1520	Esthet-x 20'' bez D A	0.0525	P<0.05
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1520	Esthet-x 20'' so D A	0.0259	P<0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0566	Esthet-x 40'' bez D A	/	//////////
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0566	Esthet-x 40'' so D A	0.0249	P<0.05

Kruskal-Valis test: H=12.063; DF=9; P<0.01

Сите примероци со дентинска бариера покажуваат сигнификантно намалување на количината слободен мономер ТЕГДМА во однос на директниот примерок.

Ослободен мономер ТЕГДМА без користење дентин адхезив со полимеризација 40сек. е под граници на детекција

Најголема количина има кај Esthet-x 20'' без ДА.

Табела 20. Испитуваниот мономер ТЕГДМА во проби по одредениот редослед компарирани и статистички обработени помеѓу себе.

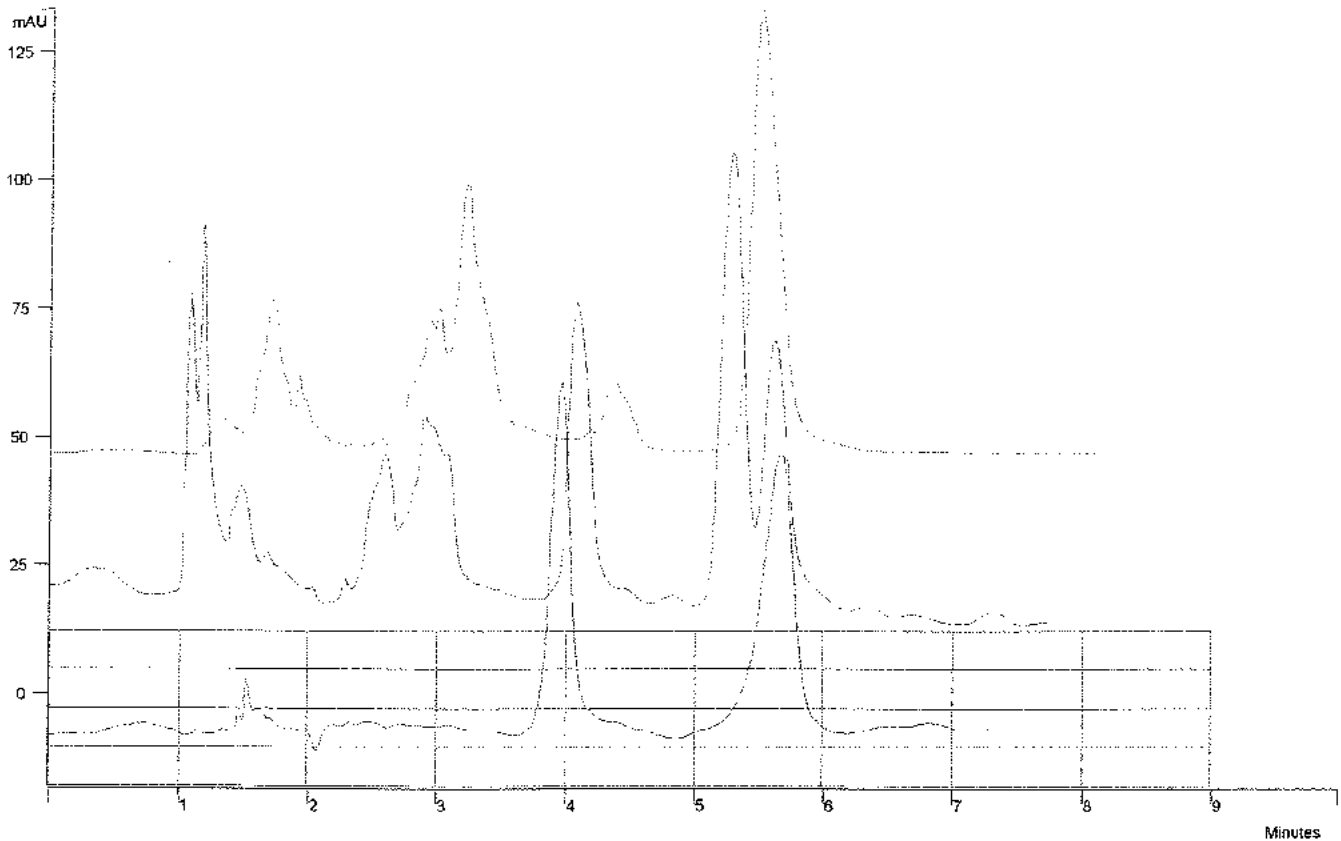
TEGDMA 7 d	C/mmol/L	TEGDMA 7 d	C/mmol/L	Kruskal-Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.0891	Esthet-x 20'' direktna proba	0.1520	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Esthet-x 40'' direktna proba	0.0881	P<0.05
Tetric C 20'' bez D A	0.0162	Esthet-x 20'' bez D A	0.0525	P<0.05
Tetric C 40'' bez D A	/	Esthet-x 40'' bez D A	/	//////////
Tetric C 20'' so D A	0.2110	Esthet-x 20'' so D A	0.0259	P>0.05
Tetric C 40'' so D A	0.1900	Esthet-x 40'' so D A	0.0249	P<0.05

## *резултати*

---

Добиените вредности за мономерот ТЕГДМА изразени во концентрации по седумдневно премерување и доведено во меѓусебен сооднос за двата композита покажува вредности статистички позначајни за зголемено ослободување на овој мономер кај материјалот Esthet-x.

Сл. 3. Хроматограми на смеса од стандарди (—) и проби од Esthet-x 20 сек. со (—) адхезив и Esthet-x 2сек. без адхезив (—) по 14 дена



На прикажаниот хроматоргам евидентирани се пиковите од стандардите за мономерите Бис-ГМА И ТЕГДМА по 14 дневен временски период кои се поклопуваат со пиковите од испитуваните примероци врз база на кои е определена концентрацијата преку мерење на нивна површина.

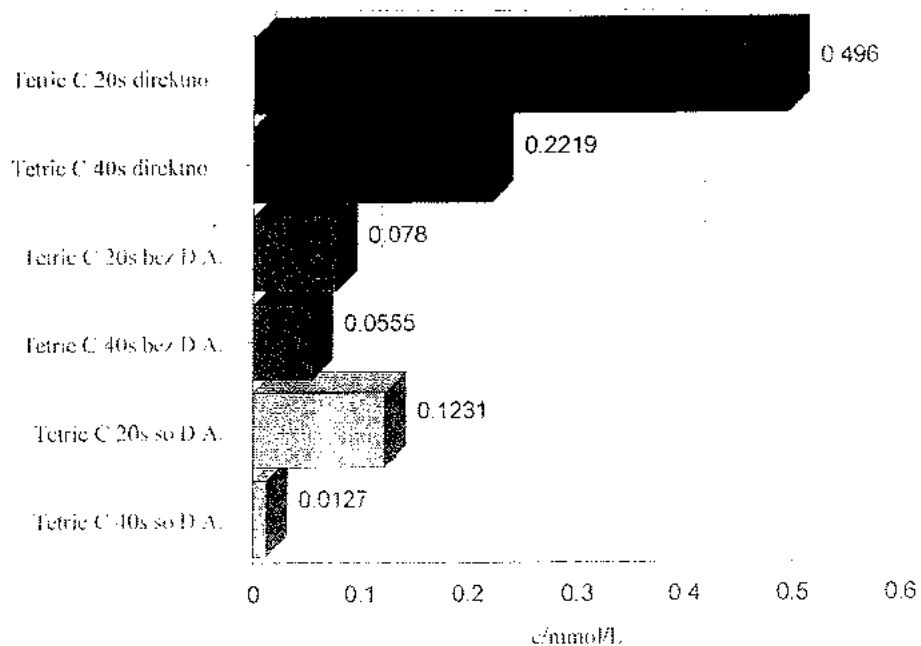
резултати

Табела бр.21

Проби од комозитот Tetric Ceram каде е квантифициран мономерот Бис - ГМА по 14 дневен интервал

TetricCeram	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
Директна проба 20''	648844	0.4960
Директна проба 40''	130478	0,2219
Проба без Д А 20''	28099	0,0780
Проба без Д А 40''	25198	0,0555
Проба со Д А 20''	34636	0,1231
Проба со Д А 40''	32353	0,0127

Графикон бр.9 Соодветно на табеларниот, претставени се графички добиените вредности за мономерот Бис -ГМА по 14 дневен интервал кај композитот Tetric Ceram



Табела 22. Пробата на композитот Tetric Ceram аплициран со време на полимеризација од 20'' и 40'' е компарирана со вредностите од соодветниот композит за мономерот Бис-ГМА за исто време на полимеризација но со користен дентин адхезив и без него.

BisGMA 14d	C/mmol/l	BisGMA 14d	C/mmol/l	Kruskal- Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.4960	Tetric C 20'' bez D A	0.0780	P<0.05
Tetric C 20'' direktna proba	0.4960	Tetric C 20'' so D A	0.1231	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.2219	Tetric C 40'' bez D A	0.0555	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.2219	Tetric C 40'' so D A	0.0127	P<0.05

Испитуваниот мономер Бис-ГМА е детектиран во сите испитувани примероци проследени по нивна имерзија во дестилирана вода за период од 14 дена.

Сите примероци со дентинска бариера покажуваат сигнификантно намалување на количината слободен мономер Бис-ГМА во однос на директниот примерок.

Најголема количина има кај Tetric Ceram 20'' со адхезив.

Примерокот на Tetric Ceram со користен дентин адхезив и 40сек. полимеризација е на долна граница на детекција .

Разликата меѓу примероците со и без користен дентин адхезив е статистички несигнификантна.

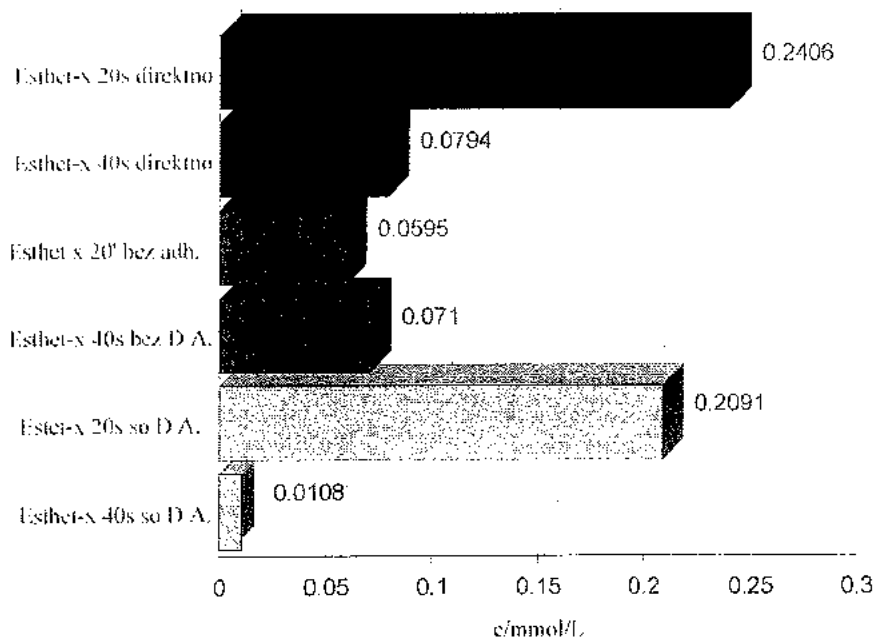
Најголема количина слободен мономер има кај Tetric Ceram 20сек. со аплициран дентин адхезив.

Табела 23.

Количина ослободен мономер Бис-ГМА за 14 дена од композитот Естет-х

Esthet-x	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
директна проба 20''	324157	0,2406
директна проба 40''	119135	0,0794
проба без Д А 20''	25200	0,0595
проба без ДА 40''	8376	0,0710
проба со Д А 20''	295155	0,2091
проба со D A 40''	34325	0,0108

Графикон бр.10 Соодветно на табеларниот ова претставува графички приказ на добиените вредности за мономерот Бис -ГМА по 14 дневен интервал кај композитот Esthet-X



Табела 24. Пробата на композитот Tetric Ceram аплициран со време на полимеризација од 20сек и 40сек. компарирана е со вредностите од соодветниот композит за мономерот за исто време на полимеризација, но со користен дентин адхезив и без него.

Bis-GMA 14 d	C/mmol/l	Bis-GMA 14 d	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.2406	Esthet-x 20'' bez D A	0.0595	P<0.05
Esthet-x 20'' direktna proba	0.2406	Esthet-x 20'' so D A	0.2091	p>0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0794	Esthet-x 40'' bez D A	0.0710	p>0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0794	Esthet-x 40'' so D A	0.0108	P<0.05

Сите примероци со дентинска бариера покажуваат сигнификантно намалување на количината слободен мономер Бис-ГМА во однос на директниот примерок.

Најголема количина има кај Esthet-x 20сек. со применет дентин адхезив

Примерокот на Esthet-x со користен дентин адхезив и 40сек.

полимеризација е на долна граница на детекција.Најголема количина слободен мономер има кај esthet-x 20сек. со аплициран дентин адхезив.

Табела 25. Пробите во кои е екстрахиран мономерот Бис-ГМА се анализирани помеѓу двата испитувани композита за временски период од 14 дена и прикажана е статистичката разлика помеѓу нив.

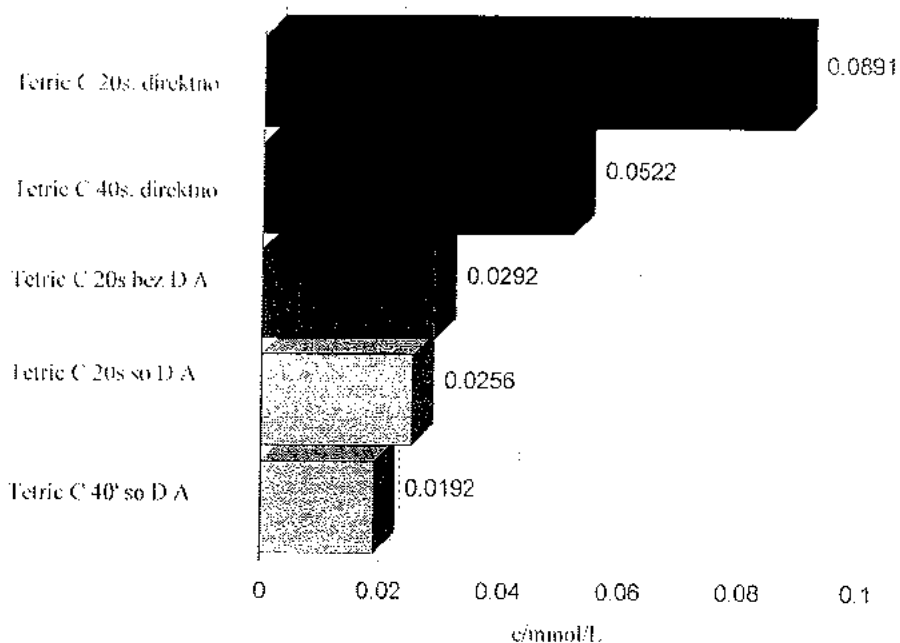
Bis-GMA 14 d	C/mmol/L	Bis-GMA 14 d	C/mmol/L	Kruskal-Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.4960	Esthet-x 20'' direktna proba	0.2406	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.2219	Esthet-x 40'' direktna proba	0.0794	P>0.05
Tetric C 20'' bez D A	0.0780	Esthet-x 20'' bez D A	0.0595	P>0.05
Tetric C 40'' bez D A	0.0555	Esthet-x 40'' bez D A	0.0710	P>0.05
Tetric C 20'' so D A	0.1231	Esthet-x 20'' so D A	0.2091	P<0.05
Tetric C 40'' so D A	0.0127	Esthet-x 40'' so D A	0.0108	P>0.05

Табела 26.

Проби од комозитот Tetric Ceram каде е квантифициран мономерот ТЕГДМА по 14 дневен интервал

TetricCeram	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
директна проба 20''	130120	0.0891
директна проба 40''	125100	0,0522
проба без Д А 20''	56215	0,0292
проба со Д А 20''	9655	0,0256
проба со Д А 40''	39353	0,0192

Графикон бр.11 Соодветно на табеларниот ова претставува графички приказ на добиените вредности за мономерот ТЕГДМА по 14 дневен интервал кај композитот Tetric Ceram





Табела 27. Пробата на композитот Tetric Ceram аплициран со време на полимеризација од 20сек. и 40сек. е компарирана со вредностите од соодветниот композит за мономерот за исто време на полимеризација но со користен дентин адхезив и без него за интервал од 14 дена.

TEGDMA 14d	C/mmol/l	TEGDMA 14d	C/mmol/l	Kruskal- Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.0891	Tetric C 20'' bez D A	0.0292	P<0.05
Tetric C 20'' direktna proba	0.0891	Tetric C 20'' so D A	0.0256	P<0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Tetric C 40'' bez D A	/	//////////
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Tetric C 40'' so D A	0.0256	P<0.05

Сите примероци со дентинска бариера покажуваат сигнификантно намалување на количината слободен мономер ТЕГДМА во однос на директниот примерок.

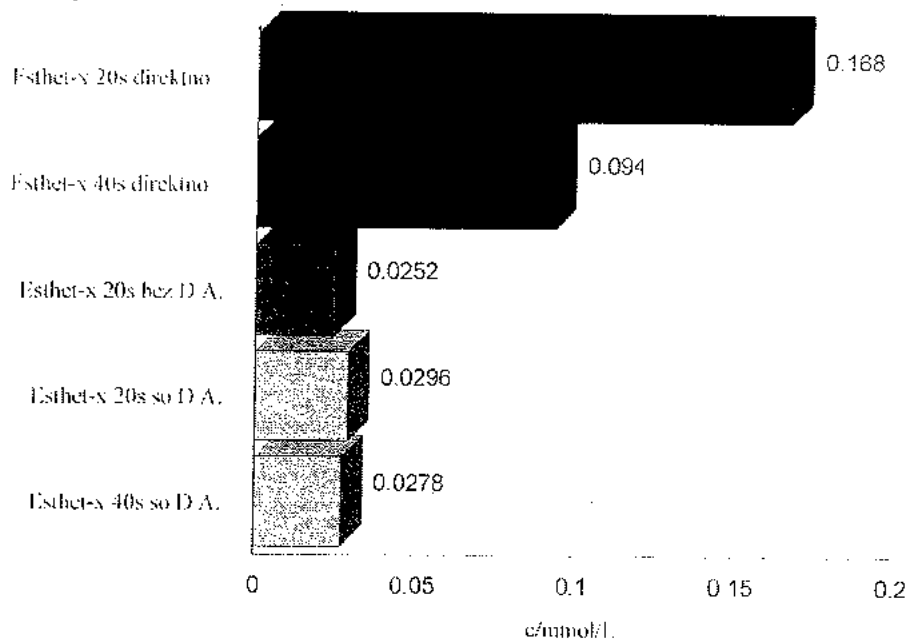
Ослободен мономер ТЕГДМА без користење дентин адхезив со полимеризација 40сек. е под граници на детекција најголема количина слободен мономер има кај Tetric Ceram полимеризиран 20сек. каде е аплициран дентин адхезив.

Табела 28.

Проби од комозитот Esthet-x каде е квантифициран мономерот ТЕГДМА по 14 дневен интервал

Esthet-x	Површина на пик	Конц. на м/мол/Л
директна проба 20''	191387	0,1680
директна проба 40''	113879	0,094
проба без Д А 20''	9695	0,0252
проба со Д А 20''	2670	0,0296
проба со Д А 40''	2603	0,0278

Графикон бр.12 Соодветно на табеларниот ова претставува графички приказ на добиените вредности за мономерот ТЕГДМА по 14 дневен интервал кај композитот Esthet-x



Табела 29. Пробата на композитот Esthet-x аплициран со време на полимеризација од 20сек. и 40сек. е компарирана со вредностите од соодветниот композит за мономерот за исто време на полимеризација но со користен дентин адхезив и без него.

TEGDMA 14d	C/mmol/l	TEGDMA 14 d	C/mmol/l	Kruskal-Wallis test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1680	Esthet-x 20'' bez D A	0.0252	P<0.05
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1680	Esthet-x 20'' so D A	0.0278	P<0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0940	Esthet-x 40'' bez D A	/	//////////
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0940	Esthet-x 40'' so D A	0.0278	P<0.05

резултати

Сите примероци со дентинска бариера покажуваат сигнификантно намалување на количината слободен мономер ТЕГДМА во однос на директниот примерок кај проби од испитува композит Естет-х за временски период од 14 дена.

Ослободен мономер ТЕГДМА без користење дентин адхезив со полимеризација 40сек. е под граници на детекција

Не се јавува сигнификантно статистичка разлика помеѓу примероците на композит esthet-x со и без користен дентин адхезив.

Табела 30 . резултати од пробите и нивна статистичка анализа за испитуван мономер ТЕГДМА по временски интервал од 14 дена,помегу двата композитни материјала.

monomer TEGDMA 14 d	C/mmol/L	monomer TEGDMA 14 d	C/mmol/L	Kruskal- Wallis test
Tetric C 20'' direktna proba	0.0891	Esthet-x 20'' direktna proba	0.1680	P>0.05
Tetric C 40'' direktna proba	0.0522	Esthet-x 40'' direktna proba	0.0940	P>0.05
Tetric C 20'' bez D A	0.0292	Esthet-x 20'' bez D A	0.0525	P>0.05
Tetric C 40'' bez D A	/	Esthet-x 40'' Bez D A	/	//////////
Tetric C 20'' so D A	0.0256	Esthet-x 20'' so D A	0.0278	P>0.05
Tetric C 40'' so D A	0.0192	Esthet-x 40'' so D A	0.0296	P>0.05

Како статистички одговор на компарираниите вредности добиени од квантификациона анализа на вредностите за испитуваниот мономер ТЕГДМА ,не се опсервирани сигнификантни разлики .

Табела 31. табеларен приказ на компаративна анализа од двата различни ослободени и дифундирани мономери кај композитот Tetric Ceram по 14 дена, со помош на метод на инверзија

Kompozit	BisGMA 14 d C/mmol/L	TEGDMA 14 d C/mmol/L	Man-Vitni U-test
Tetric Ceram 20'' direktно	0.4960	0.0891	P<0.05
Tetric Ceram 40'' direktно	0.2219	0.0522	P<0.05
Tetric Ceram 20'' bez D A	0.0780	0.0292	P<0.05
Tetric Ceram 40'' bez D A	0.0555	/	//////////
Tetric Ceram 20'' so D A	0.1231	0.0256	P<0.05
Tetric Ceram 40'' so D A	0.0127	0.0192	P>0.05

Мерејќи го количеството ослободен мономер Бис-ГМА И ТЕГДМА од проби поставени по 14 дневен интервал кај испитуваниот композит Tetric Ceram, статистичка сигнификантност се јавува кај примероците со користено неадекватно време за халогено осветлување.

Табела 32. табеларен приказ на компаративна анализа од двата различни ослободени и дифундирани мономери кај композитот Tetric Ceram по 14 дена, со помош на метод на инверзија

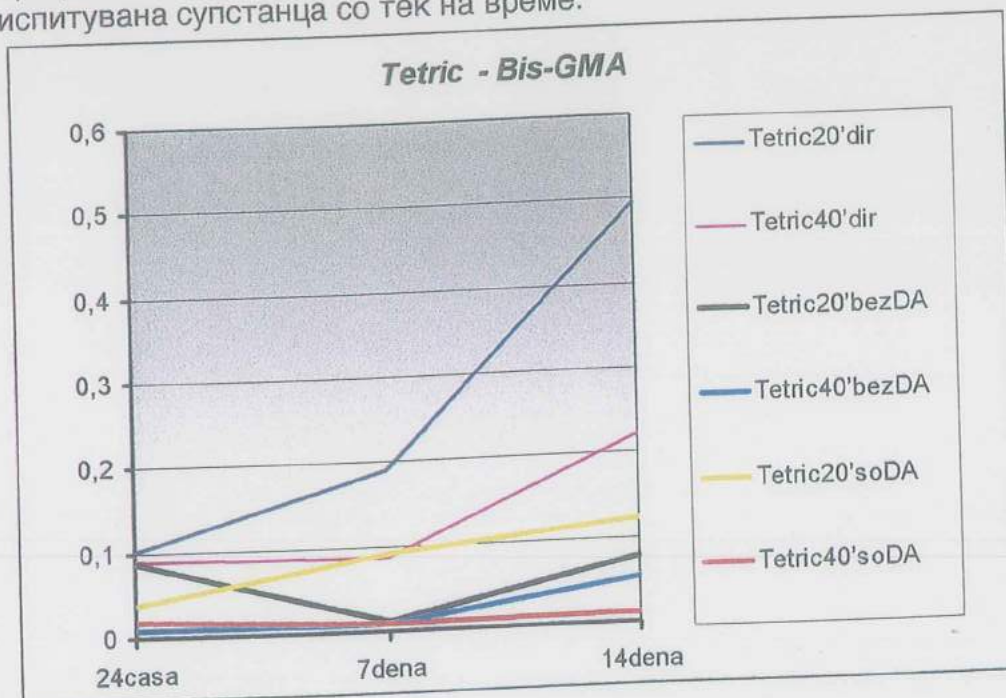
Kompozit	BisGMA 14 d C/mmol/L	TEGDMA 14 d C/mmol/L	Man-Vitni U-test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.2406	0.1680	P<0.05
Esthet-x 20'' direktna proba	0.0794	0.0940	P>0.05
Esthet-x 20'' bez D A	0.0595	0.0525	P<0.05
Esthet-x 20'' bez D A	0.0710	/	//////////
Esthet-x 20'' proba so D A	0.2091	0.0278	P<0.05
Esthet-x 20'' proba so D A	0.0108	0.0296	P>0.05

На табела 12, каде вредностите од двата испитувани мономера се обработени и компарирани помеѓу себе за композитниот материјал esthet-x се констатира сигнификантност кај примероците каде пробите се направени со применето скратено време на полимеризација во трите испитувани проби.

Табела 33. Приказ и обработка на податоци по систем на динамика со тек на време, каде е содржан мономерот Бис-ГМА во проби од композитот Tetric Ceram.

kompozit	Bis-GMA 24h	Bis-GMA 7 dena	Bis-GMA 14 dena	Friedman- test
Tetric Ceram 20'' direktno	0.1013	0.1912	0.4960	<b>P&lt;0.05</b>
Tetric Ceram 40'' direktno	0.0888	0.0881	0.2219	<b>P&lt;0.05</b>
Tetric Ceram 20'' bez D A	0.0871	0.0119	0.0780	<b>P&lt;0.05</b>
Tetric Ceram 40'' bez D A	0.0100	0.0100	0.0555	<b>P&lt;0.05</b>
Tetric Ceram 20'' so D A	0.0385	0.0915	0.1231	<b>P&lt;0.05</b>
Tetric Ceram 40'' so D A	0.0190	0.0097	0.0127	P>0.05

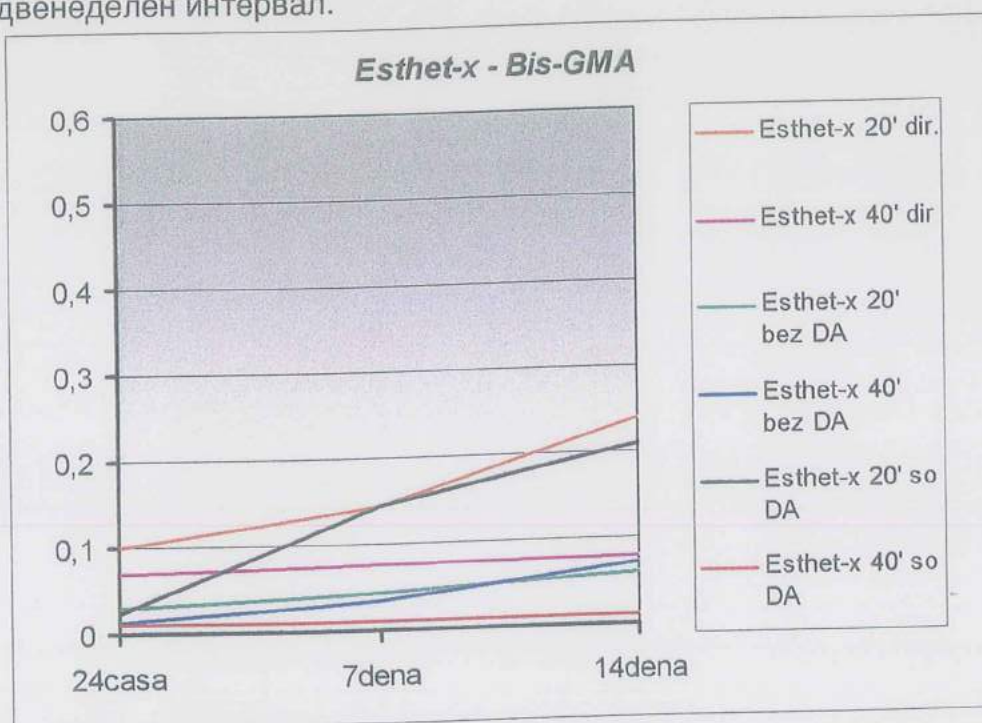
Графикон бр.13 Графички приказ на динамика на ослободување на испитувана супстанца со тек на време.



Табела 34. Приказ и обработка на податоци по систем на динамика со тек на време ,каде е содржан мономерот Бис-ГМА во проби од композитот Esthet-x.

kompozit	Bis-GMA 24h	Bis-GMA 7 dena	Bis-GMA 14 dena	Friedman- test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.1003	0.1453	0.2406	<b>P&lt;0.05</b>
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0698	0.0771	0.0794	P>0.05
Esthet-x 20'' proba bez D A	0.0293	0.0451	0.0595	<b>P&lt;0.05</b>
Esthet-x 40'' proba bez D A	0.0140	0.034	0.0710	P<0.05
Esthet-x 20'' proba so D A	0.0236	0.1442	0.2091	<b>P&lt;0.05</b>
Esthet-x 40'' so D A	0.0108	0.0108	0.0108	P>0.05

Графикон бр.14.Линеарен приказ на ослободен мономер Бис-ГМА за двенеделен интервал.



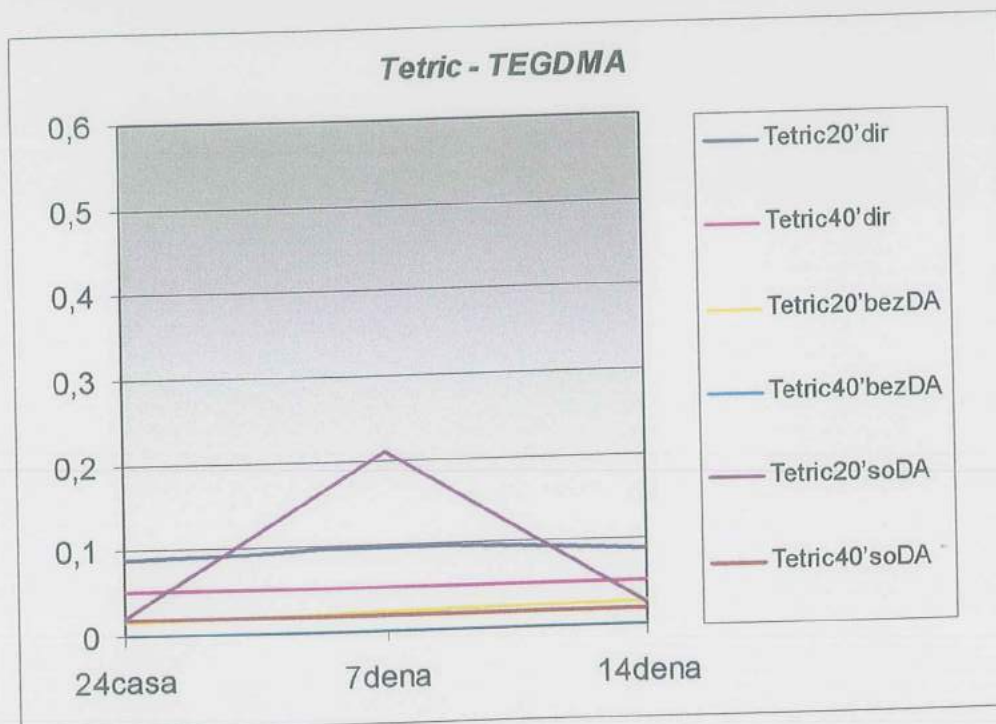


Количество ослободен мономер Бис-ГМА прикажан по систем на динамика со тек на временските интервали за кои е испитуван,покажува сигнификантни вредности во дадената табела кај трите проби со скратено време на полимеризација без разлика на присуството на дентинската бариера.

Табела 35. Приказ и обработка на податоци по систем на динамика со тек на време ,каде е содржан мономерот ТЕГДМА во проби од композитот Tetric Ceram.

kompozit	TEGDMA 24h	TEGDMA 7 dena	TEGDMA 14 dena	Friedman-test
Tetric Ceram 20'' direktno	0.0891	0.0891	0.0891	P>0.05
Tetric Ceram 40'' direktno	0.0522	0.0522	0.0522	P>0.05
Tetric Ceram 20'' bez D A	0.0162	0.0242	0.0292	<b>P&lt;0.05</b>
Tetric Ceram 40'' bez D A	/	/	/	////////////////
Tetric Ceram 20'' so D A	0.0210	0.211	0.0256	P>0.05
Tetric Ceram 40'' so D A	0.0190	0.190	0.0192	P>0.05

Графикон бр.15. Линеарен приказ на ослободен мономер ТЕГДМА





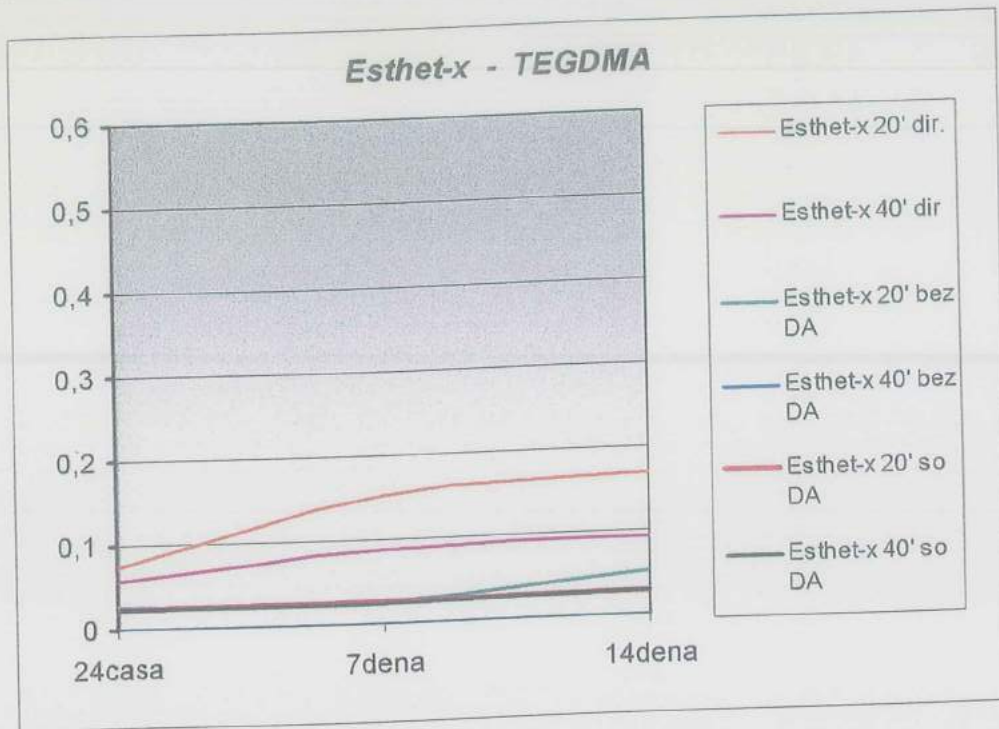
резултати

Во сумарните вредности за мономерот ТЕГДМА по 1,7 И 14 дена испитуван кај композитот Tetric Ceram ,статистичка сигнификантност е најдена само кај употреба на композит без дентин адхезив за скратено време на ирадијација. Табелата ни покажува дека вредности за мерливо количество мономер кај испитувани проби Tetric Ceram без адхезив и примена на 40сек. време на ирадијација не е најдено.

Табела 36. Приказ и обработка на податоци по систем на динамика со тек на време ,каде е содржан мономерот ТЕГДМА во проби од композитот Estet-x.

kompozit	TEGDMA 24h	TEGDMA 7 dena	TEGDMA 14 dena	Friedman- test
Esthet-x 20'' direktna proba	0.07266	0.1520	0.1680	P<0.05
Esthet-x 40'' direktna proba	0.0566	0.0881	0.0940	P>0.05
Esthet-x 20'' proba bez D A	0.0252	0.0252	0.0525	P>0.05
Esthet-x 40'' proba bez D A	/	/	/	//////////
Esthet-x 20'' proba so D A	0.0246	0.0259	0.0278	P>0.05
Esthet-x 40'' proba so D A	0.0248	0.0249	0.0296	P>0.05

Графикон бр.16 Линеарен приказ на ослободен мономер ТЕГДМА во те на двонеделно иследување



На табела бр.16 се дадени сумарните вредности за мономерот ТЕГДМА по 1,7 И 14 дена. При испитувања кај композитот estet-x статистичка сигнификантност е најдена само кај употреба на композит со директна проба во дестилирана вода за скратено време на ирадијација. Табелата ни покажува дека вредности за мерливо количесво мономер кај испитувани проби естет-х без адхезив и примена на 40сек време на ирадијација не е најдено.

## ***ДИСКУСИЈА***

---

## ДИСКУСИЈА

Светлосно полимеризирачките композити нудат бројни предности во однос на останатите дентални реставративни материјали. Сепак еден значаен момент кој се јавува како недостаток се однесува на изградбата во внатрешноста на полимерната мрежа. Имено, дел од неврзаните молекули застанати во светлосно-индуциран дентален материјал покажуваат тенденција на напуштање на смесата од супстанции. Со тоа афектирана е структурната стабилност на материјалот при што крајниот ефект се одразува на квалитетот на реставрацијата. Ин витро експерименти многу тешко можат да ја пренесат специфичната клиничка ситуација во која се користи даден материјал. Сепак модерните концепти се обидуваат да симулираат важни параметри од ин vivo ситуациите што е можно поблиску. Во повеќето студии кои ги проследивме во литературата, ослободувањето на компонентите од полимерни смолни материјали мерено е како тотално или вкупно ослободување на компоненти после одреден временски интервал. На овој начин не е одредена количината мономер која е во комуникација со дентинскиот флуид и со процесот на дифузија. Експерименталното истражување кое го предвидовме, претставува пример каде е вметната дентинска бариера помеѓу материјалот што се испитува и местото каде се очекуваат евентуалните последици од несакани ефекти, со цел да се постигне приближување кон можностите за одредување на релациите кои се создаваат помеѓу нив.

На дилемата дали дентинот овозможува протективност за пулпата, повеќе состојби имаат свое директно влијание како што се: лимитираната

влажност на дентинот која ја лимитира и растворливоста на материјалот, пуферскиот капацитет на дентинскиот хидрокси-апатит, присуството на smear layer кој може да ја редуцира пермеабилноста на дентинот делувајќи како дифузиона бариера.

Со испитување на директното ослободување на мономерните супстанции од композитни смоли во вода и квантитативното определување на количеството кое ја поминува дентинската бариера, ја одредуваме реалната концентрација на ослободени и дифундирани мономерни земајќи во предвид дека дефинитивната реставрација е во индиректен контакт со пулпното ткиво преку дентинските тубули.

Фактор што се доведува во релација со количината на излучени честички е и хемискиот состав на растворувачот. Оралниот кавитет претставува некаде средина меѓу поагресивни раствори и вода, и помалку агресивни како етанол.

Процеси на деградација и ерозија се појавуваат како резултат на некомплетна полимеризација на мрежастата структура на светлосно-индуцираните материјали и влијанието на оралните течности, односно водата.

Водата игра важна улога во хемиската деградација на композитни материјали која резултира со хидролитичка реакција и т.н. протекување (swelling) на материјалот.

Излучувањето на компоненти генерално се појавува како дифузија на молекули преку матриксот од смола и поради тоа постои зависност од величината и хемиските карактеристики на молекулите што се ослободуваат.

Во техниката на припрема на примероци за хемиска анализа, есенцијален чекор е дифузијата на токсините од аплицираните материјали преку хуман дентин, каде водата претставува медиум за молекуларна размена.

Повеќе студии на Ferracane и Condon<sup>20</sup>, Geurtsen<sup>27</sup> и други автори, покажале дека компоненти се испуштаат од структурно полимеризиран

композитен материјал. Во нив е констатирано дека колку е подолга полимеризационата реакција, толку помалку резидуален мономер останува слободен за испуштање во даден медиум. Соодветно на нив, во текот на истражувањето кое го предвидовме како наша цел, определивме сигнификантна количина на резидуален мономер или кратки ланци на полимери кои остануваат небондирани во делимично или комплетно полимеризиран композитен материјал.

Диметакрилати како Бис-ГМА кои влегуваат во состав на повеќето смолно-базирани композитни материјали имаат молекуларна тежина од 500-1000г/мол и се доста вискозни. Од тие причини предвидена е нивна кополимеризација со дилуентни мономерии со помала молекуларна тежина како што е ТЕГДМА=100-300г/мол. Попречно врзувачките реакции кои настануваат со индукцијата за полимеризација, продуцираат гел структура која местимично ја редуцира молекуларната мобилност и го успорува течението на полимеризацијата.

Во контекст на формирање и течење на овој процес на мрежасто структурирање и формирање на полимер, ослободувањето на компоненти од дентални смолни композити има потенцијален ефект на влијание во структурната стабилност на реставрацијата и на биокompatибилноста на материјалот.

И покрај тоа што истражувачкиот интерес за дентални реставративни материјали од аспект на биокompatибилност е во постојан пораст, сепак во литературата се среќаваат контраверзни и нехармонизирани пристапи . Постојат неколку експериментални модели кои користат хуман дентин како бариера и се од различни автори :Hume<sup>(31)</sup> ,Hanks<sup>(36)</sup> , Maryon<sup>(46)</sup> .

Нашите резултати го потврдуваат ослободувањето на мономер супстанции во услови на модифициран експериментален модел со дентинска бариера авторите од Gerzina и Hume.<sup>(23)</sup>

При тоа се определивме за релевантен метод за анализа како што е високо ефикасната течна хроматографија(HPLC) сметајќи дека со оваа

метода подобро ќе се разбере механизмот кој се јавува како биолошка реакција кон аплицираниот материјал од аспект на ослободување на компоненти од смолно-базирани денатални материјали.

Овој метод претставува начин за поевтина проверка на квантитет на голем број супстанции и компоненти од разни видови материјали и хемиски смеси, меѓу кои се вброени и денталните материјали, каде што се редуцира можноста од изненадувања овозможени при користење на анимални или клинички тестирања.

Земајќи ги во предвид добиените хроматограми од испитуваните композити, можеме да забележиме дека освен бараните супстанции од мономери, уште неколку други составни компоненти од овие дентални материјали се ослободуваат во нивото на нашиот детекционен систем, но потребни се конкретни анализи во составот и користење чисти базни супстанции од нив, за да биде детектирана нивна прецизна хемиска верификација.

Почетната концентрација на бараната супстанца зависи од растворливоста на материјалот во вода со текот на времето.

Секој параметар од испитувањето дава вредни информации за реставративните материјали и дозволува правилна интерпретација на ин виво одговорите кои можат да се очекуваат.

Во текот на нашата опсервација земени се во предвид:

- Составот на композитните материјали
- Растворливите карактеристики на растворувачот.
- Степенот на осветлување на полимерната мрежа

Параметрите користени за нашата цел во двете групи се стандардизирани, еднакви по нивниот квалитет и квантитет. Секој експеримент е двојно изведен.

Воспоставувањето на материјал-медиум контакт преку дентинска бариера по која е класифицирана втората група не варира во однос на дебелината на дентинот (стандардна грешка на девијација од + -

0.4мм). Последователно на претходното, количеството на компоненти регистрирани како ослободени од испитуваните материјали, варираат во зависност од времето користено за светлосна полимеризација и од степенот на конверзија на мономерите во полимер, при што таа зависност е правопрпорционална.

На самиот почеток на експерименталната процедура се воспоставува корелација помеѓу ретенционото време на регистрираниот пик во колоната на течниот хроматограф од поединечно изолираните мономер супстанции со мономер супстанците добиени од обсервираниот материјал, чиј што идентитет се потврдува преку UV-спектар.

Кога ги компарираме резултатите од двете групи, можеме да констатираме различни степени на корелација во зависност од времето користено за фото-полимеризација и должината на временскиот интервал за кои се меѓусебно компарирани.

Според наоѓањата на авторот Jorge<sup>(40)</sup>, примарното ослободување на составен дел од смесата на композитни материјали е резидуален мономер.

Резултатите од студијата што ја изведовме, потврдуваат дека ослободувањето на растворливи компоненти е брз процес и најголемиот процент ослободени молекули се добиваат во првите 24 часа. Тој процес не е комплетно завршен во овој временски интервал, туку трае и понатаму, но квантитетот на ослободено количество мономер не е со ист интензитет. Овие наши резултати се совпаѓаат со резултатите од студиите направени од авторите Ferracane И Condon<sup>(20)</sup>. Мономер ослободувањето мерено во тек на две неделното испитување од апликацијата на денталниот материјал покажува пораст, што од своја страна е во корелација со заклучоците на Wataha<sup>(88)</sup> кој сугерирал дека иницијалното ослободување на мономер супстанции трае до две недели .

Во нашите резултати прикажуваме дека резидуалните мономерии се главните компоненти ослободени од полимеризирани дентални



композитни материјали. Бис-ГМА е квантитативно доминантна супстанца ослободена од денталните композитни материјали кои ние ги одбравме за параклиничко испитување поради нивната честа употреба и застапеност на нашата клиника.

Pham и Ferracane 1991<sup>(20)</sup> и Rathburn et al<sup>(68)</sup> уште во 1989 год. со брзотрансформирачка инфра црвена спектроскопија успеале да го квантифицираат и апострофираат Бис-ГМА за мономер, доминантно ослободен и идентификуван во тек на две неделни премерувања на неколку вида композити.

Понизок, но сепак иако процентуално помалку застапен квантификационен наод на вредности за вториот мономер ТЕГДМА е детектиран со користената метода на одредување на концентрација. Сите добиени вредности се компарирани во зависност од предвидените релации кои можат да ги појаснат истоветностите или разликите појавени после соодветните процедури.

Quinlan<sup>(65)</sup> вели дека Бис-ГМА -главниот содржател во смолата- лесно се отпушта од полимеризираните смоли, што можевме да го опсервираме и во текот на евалуацијата на податоците добиени од нашиот труд.

Rathburn и соработниците<sup>(68)</sup> при изработка на студија за детекција на компоненти од композити ослободени во различни органски раствори, констатирале дека Бис-ГМА е главниот ослободен составен дел од смолите на композитната смеса. Овие наоѓања се во согласност и со нашите констатации .

Фактот што кај двата испитувани материјала овој мономер е во значителни детектибилни количини во секоја од предвидениет групи на примероци уште во првите 24 часа од нивна имерзија, не води кон констатација за негово иницијално ослободување, особено значајно од аспект на клиничка пракса. За жал дури и кај примероците со правилна полимеризација мономерот Бис-ГМА е детектиран во вредности над најниската граница за квантификација, што не е случај во сите примероци испитувани за мономерот ТЕГДМА.

Во корелација со други студии анализата со течна хроматографија најчесто покажа највисоки концентрации на мономери по 14 дена од нивно проследување. Стагнација на вредноста се сретнува за квантификација на мономерот ТЕГДМА при правилно време на светлосна полимеризација.

Опсервирана е тенденција на квантификационен пораст до 14 ден од мерено ослободување и дифундирање на мономерот Бис-ГМА. По добиената квантификациона вредност во првите 24 часа на мономерот ТЕГДМА, многу послаб пораст на концентрацијата до 14 ден се евидентира во површината на соодветните пикови од течниот хроматограм.

Нашите истражувања и резултати се поклопуваат со Inoue и Hayashi<sup>(39)</sup> кои со истата метода на течна хроматографија (HPLC) го верифицирале Бис-ГМА како прв екстрахиран мономер во различни видови растворувачи.

Со анализа на ослободен мономер Бис-гма во текот на временскиот интервал од 24 часа, компариран помеѓу двата различни вида композитен материјал, сретнуваме приближни вредности, што оди во прилог на фактот дека во нивниот состав приближни се и вредностите на застапеност на соодветниот мономер. Сепак може да се констатира дека композитот Tetric Ceram при скратено време на полимеризација од 20сек. покажува поголема вредност на ослободен мономер Бис-ГМА која изнесува 0.0871 м/мол/Л при користени исти параметри компарирано со композитот Estet-x каде вредноста е 0.0293 м/мол/Л. Тоа се должи на разликата во индукцијата на степенот на формирање на полимерната мрежа кај секој материјал поодделно.

Бариерата од дентин која ја поставуваме во текот на експерименталната процедура, сигнификантно ја намалува количината слободен Бис-ГМА, во однос на истите параметри употребени при директно мерење на ослободувањето, како што реално може и да се очекува во состојби каде настанува промена на молекуларната размена поради одредување на количество супстанца извршено преку физиолошка бариера. Тоа не наведува на дилема дали добиениот квантитет на ослободен мономер е доволен за предизвикување на штетни ефекти на пулпиното ткиво. Сепак ако се земе во предвид дека дури и многу мали количества хемиски

активни супстанции, како што впрочем се и мономерите, имаат тенденција да претставуваат хроничен извор и можност за алтерација на живи клеточни структури, тогаш освртот кон нив е момент кој не треба да се занемари.

ТЕГДМА како ко-мономер кој го испитувавме поради неговата висока застапеност во составот на голем број дентални материјали меѓу кои и во споменатите материјали користени во текот на нашето истражување, во дадени случаи не се детектира или е на долна граница на детекција и квантификација. Тоа го сретнуваме кај проби со користено препорачано време на светлосна полимеризација од 40 сек. и без припрема на дентинот со нагривачки и адхезивни средства кај двата типа композитен материјал. Но исто така овој мономер е на долната граница на квантификација према базичните стандарди и кај пробите со добра полимеризација и користен дентин адхезив. При тоа може да констатираме дека и покрај помалата молекуларна тежина на овој мономер поради која се очекува негово олеснето дифундирање, тоа не се случува. Највероватната причина која може да се посочи како фактор во оваа состојба е неговата подобра врзаност во мрежастата структура на полимерниот ланец.

Во групата на проби од композитот Tetric Ceram чии вредности за ослободен мономер ТЕГДМА се компарирани во однос на композитот Estet-x, не се констатирани значајни отстапувања во пресметаните концентрации,

односно вредностите за ослободен мономер кај двата материјала е приближен. Кога се анализира концентрацијата на ТЕГДМА помеѓу двата композита, не постои сигнификантност во концентрацијата на количествата добиени при нивна анализа.

Клучен момент кој ја поддржува облигатната примена на препорачаното време на полимеризација се потврдува во пробите каде двата композита се осветлени само со време од 20 секунди и каде се евидентирани статистички разлики во вредностите кои се компарираат помеѓу нив.

Имајќи во предвид дека дентинот е физиолошка бариера, добиените намалени вредности на количества слободен мономер во однос на директните проби се очекувани .

Во тек на испитување на интерактивноста на два материјала, во случајов композит и дентин адхезив, може да биде демонстриран синергистички, адитивен или антагонистички ефект (Smalz<sup>74</sup>, Hanks<sup>32</sup>, Wataha<sup>88</sup> Rathanasathien<sup>67</sup>). Синергизмот има приоритетно место поради можноста да неполимеризирани компоненти од композити и дентин адхезиви покажат потенцијал за зголемена токсичност во нивоа пониски отколку индивидуалните компоненти сами по себе.

Синергистичкото делување на два компатибилни материјала како извор на поголема можност за вкупна мономерна екстракција, може да се забележи во дел од добиените резултати, но најчесто и најзначајно е нивна статистички висока вредност во пробите каде е користено скратено време на полимеризација на испитуваните композити.

Во пробите мерени по седумдневна квантификација на ослободен мономер, Бис-ГМА сигнификантно ги зголемува своите вредности, додека ТЕГДМА покажува незначителен до умерен пораст, компарирано со вредностите од пробите направени во првите 24 часа. Соодносот на двата испитувани мономера по 7 дена илустрира податоци кои статистички сигнификантно одат во прилог на мономер екстракција- Бис-ГМА. Мономерот ТЕГДМА покажува пропорционално зголемување кај пробите со директна имерзија, додека промените во количеството кое го минува дентинот, во однос на иницијалните 24 часа е несигнификантно. За мономерот Бис-ГМА се добиени несигнификантни разлики помеѓу двата испитувани композита освен во случај на примерокот на композитот Estet-x каде е користена полимеризација од 20сек. и каде е аплициран дентин адхезив. При тоа, регистрирана е висока вредност на негова концентрација, што во овој испитуван временски интервал го прикажува материјалот Esteht-x како композит со полабилна структурна мрежа.

Esthet-x е композит кој по 7 дена од поставената проба за мономерот ТЕГДМА постигнува максимална вредност од 0.0525 м/мол/Л, додека за 14

дена покажува дегресија на вредноста. Кај композитот Tetric Ceram зголемувањето е линеарно, каде овој материјал својата максимална вредностна мерена концентрација ја достигнува 14-тиот ден од експерименталниот тек .

Интервалните разлики за мономерот Бис-ГМА по двенеделното квантификационо определување ни даде резултати во кои кај композитот тетриц се појавуваат сигнификантно покачени вредности при намалена ирадијација на материјалот со халогена светлина, во однос на истите параметри за композитот esthet-x, што е во согласност со претходните наоѓања.

Различните материјали можат да покажат различно време за кое даден мономер го достигнува својот максимум. Така е прикажано и во нашите резултати што претставува објаснување за добиените разлики во вредностите.

Во прилог на претходните констатации и во предвидениот последен интервал на испитувањето, количествата од двата мономера не се изедначуваат. Имено, Бис-ГМА е сигнификантно зголемен во однос на ТЕГДМА, особено во проби со скратено време на полимеризација. Во останатите проби зголемување постои, но статистичките премерувања укажуваат на несигнификантност во измерените концентрации.

При скратено време на изложување на материјалите на халогената ирадијација кои се подложни на полимеризација со таков тип на индукција, двата мономера во статистички сигнификантни вредности на концентрации ја поминуваат дентинската бариера, со време на ослободување и дифундурање побрзо за мономерот Бис-ГМА, во однос на поспорото ослободување и дифундирање на мономерот ТЕГДМА.

Munksgaard<sup>(47)</sup> смета дека подеднаква количина од двата мономера се ослободува, што како заклучок не можеме и ние да го неведеме, имајќи ги во предвид добиените и статистички обработените резултати.

Употребата на дентин адхезивните смоли резултира со порана и повисоката рата на дифузија на испитувани мономерни супстанции преку дентинска

бариера, чии што варијации може да се констатираат во соодветните проби проследени за сите три предвидени временски интервали.

Овој момент се толкува како намалување на способноста на ослободените компоненти од смолните материјали да поминат преку нетретирани дентин со јеткачки и бондинг агенси, каде тубулите не се широко отворени. Ова не наведува на констатација дека несакани ефекти на пулпата од небондирани ослободени мономер, повеќе може да се очекуваат во реставрациони процедури каде се користат нагризувачки и бондинг агенси, отколку при смолни композити нанесени на дентинските ѕидови без припрема. Сепак тоа на ја доведува во прашање реставрационата процедура од аспект на адхезивно врзување на дентин адхезивот со претходно припремената дентинска површина .

Нашите податоци укажуваат дека зоната на дентин адхезивната апликација не ја превенира комплетно дифузијата на неврзаните мономерни супстанции преку дентинот.

Квантитетот на останати неврзани единици мономер ТЕГДМА од светлосно полимеризирачки материјали компарирани со мономерот Бис-ГМА е значително помал за адекватно користено време .

Генерално со текот на времето може да се констатира намалување и стагнација на ослободениот квантитет мономер супстанца ТЕГДМА.

Резултати кои ние ги опсервиравме во нашето истражување не се совпаѓаат со наоѓањата на Tanaka<sup>84</sup>,Reinhard и Geurtsen<sup>27</sup> кои сметаат дека ТЕГДМА е доминантно ослободен мономер .

Имајќи го в предвид прегледот на информации кои се однесуваат на идентификација и квантификација на ослободени супстанции аплицирани на дентински ѕид со и без употреба на дентин адхезив треба да се елаборира зависноста на пропусливост на супстанции преку дентин. Имено, таа зависност се јавува во релација со бројот на тубули на мм<sup>2</sup> и нивниот дијаметар. Подлабоките слоеви на дентин се зголемено пермеабилни. Аналогно на тоа, ослободени супстанции ја достигнуваат пулпината комора во побројна застапеност кога дентинот е припремен за дефинитивна

реставрација со нагризувачки агенси и тубулите се додатно отворени во однос на состојбите каде тој момент е исклучен.

Смолната содржина и процентот на мономерната конверзија во полимерна мрежа се смета за детерминант на стабилност на одредена смеса од компоненти која е во правопрпорционална зависност од времето за кое е вршена светлосната индукција.

Резултатите презентирани во нашето истражување се во генерална согласност со резултатите на Pham и Ferracane<sup>(20)</sup>, Reuggeberg и Craig<sup>(69)</sup>.

Интеракциите помеѓу компонентите на композитните материјали и дентин адхезиви, даваат пролонгирана можност за несакани дејства особено кај состојбите со недоволно време на полимеризација каде е оневозможена конверзија на голем број молекули. Зголемен процент на растворливост на самиот материјал се јавува кај композити со слаба конверзија на молекулите.

Дентин бондинг агенси во поново време се предлагаат како замена на калциум хидроксид препаратите со цел да се протектира пулпата.

Клиничките импликации на денталните адхезиви не успеваат да ги инволвираат и блокираат хидродинамичките промени преку пулпо-дентинскиот комплекс.

Консензус на научна евиденција во врска со дентинска физиологија е дека протокот на денталниот флуид е алтериран од пулпиниот притисок. Поради константната размена на течности, зголемувањето на можностите за движење на супстанции и пораст на дифузијата се реални и се очекуваат во нормални функционални активности.

Земајќи ги во предвид овие физиолошки состојби и добиените резултати во текот на остварувањето на целта на нашиот експериментален труд, се препорачува заштита на дентинот кај сите состојби каде дебелината е под 2 мм.

Нашите резултати од ин витро изведените проби укажуваат на идентификација на дел од апострофирани компоненти кои се инволвирани во интеракциите помеѓу клетките од пулпата и дентални материјали.

Ferracane<sup>19</sup> во 1994 година во своите научни студии и испитувања покажал дека колку е поголема екстензијата на фотополимеризацијата, толку помалку мономери остануваат слободни за излучување. Раното излучување резидуален мономер до две недели дава компоненти суфицилно за клеточна алтерција.

Несомнено влијание во текот на естетско-функционалната реставрација на забите, има правилната процедура на апликација на композитно-адхезивните системи и времето на ирадијација со халогено светло. Тоа може да се објасни со фактот дека и во комплетно врзан материјал, одредени молекули остенуваат слободни како хемиски активни супстанции, што може да се потенцира во услови на скратување на времето потребно за мономер-полимер конверзијата на молекуларно ниво. Исто така при употребата на дебели слоеви композит настанува состојба каде зраците од халогеното светло не се во можност да го поминат тој долг пат, неопходен за индукција на фотоиницијаторите во составот на смесата со што повторно како во еден затворен круг, комплетната мономер-полимер конверзија е оневозможена.

Со изработката на нашата студија покажуваме дека степенот на полимеризација е важен фактор во експозиција на токсичниот потенцијал на композитниот материјал, каде постои обратен сооднос помеѓу степенот на осветлување и потенцијалната цитотоксичност. Инадекватната полимеризација како и директниот пристап кон пулпа значајно ја поттикнуваат појавата на споредни несакани пулпални ефекти од страна на дентални реставративни материјали.

Степенот на светлосно-индуцираната конверзија на мономерите во полимерен ланец, со што се афектира количеството резидуален мономер зависи од повеќе фактори. Концентрацијата, видот и мешавината на компонентите во композитната смеса, а особено пропорцијата на мономери и полнител ја детерминира структурната стабилност на даден материјал и ја одредува неговата хомогеност.

Секако меѓу овие фактори се вбројуваат и интензитетот и брановата должина на изворот на светлина.



Времетраењето кое е препорачано од производителот и придржувањето до него е момент кој зависи од секој стоматолог, исто како и индивидуалното определување на дебелината на нанесениот слој на композитен материјал во препариран кавитет.

Овие фактори можат да бидат варијабилни, но се исклучително значајни. Поради сето ова, дентални реставративни материјали штетни *in vitro* не мора обавезно да се токсични и *in vivo*. Тоа се јавува како резултат на добра биолошка бариера од една страна или недоволно време на контакт помеѓу реставрацијата и соодветното ткиво од друга страна.

Сpreма Bergenholtz<sup>(6)</sup>, проблемот на пулпина сензитивност лежи повеќе во маргиналната пукнатина која се јавува од полимеризационата контракција меѓу реставративниот материјал и забната структура кај повеќето традиционални материјали, отколку како последица од неврзаните мономерии.

Со нашите испитувања поврзани со материјали базирани на смоли кои се користат за дефинитивна реставрација покажуваме дека супстанции се ослободуваат и успеваат да дифундираат преку резидуалниот дентин.

Сепак со докажувањето на ослободување на супстанции не се гарантира и комплетното недостастасување на биокompatибилноста.

Квантитет на супстанции способни да се ослободат од дентални реставративни материјали треба да се минимизираат или преку или преку редукција на нивната мобилност гледано од аспект на нивно меѓусебно поврзување или преку вметнување на помалку супстанции растворливи во вода.

Сите составни елементи треба да се декларирани од страна на произведувачот.

И покрај тоа што е рапортирано во студиите од Ortengren<sup>(54)</sup> дека не целиот резидуален мономер се ослободува во водна средина, ние успеавме да го прикажеме потенцијалниот момент каде неполимеризирани компоненти од дентални материјали ја поминуваат дентинската бариера во квантитативно мерливи количини.

Овој труд претставува значаен осврт кон запознавање со квантитативното иницијално ослободување на продукти од композити и дентин адхезиви, со што го свртуваме вниманието кон ризикот кој постои дури и при нивна правилна примена, но при неправилна припрема и нивна примена, се потенцираат условите за искажување на негативниот потенцијал.

Оваков систем на дефинитивна обтурација претставува можност за извор на потенцијални хронични ириритативни агенси.

Со цел да се минимизира количеството слободен мономер од смолни композити, светлосната полимеризација треба да е на високо ниво, па дури и со зголемување на препорачаното време за фотополимеризација, особено кога не сме сигурни за квалитетот на изворот на светлина.

Напредокот во технологијата и развојот на денталните материјали и разбирањето на биолошките и хемиските реакции кон и со нив, несомнено ќе доведе и до напредок на методологијата и развој на материјали кои дозволуваат нормално функционирање на ткивата во организмот каде се аплицирани.

Тешко е да се даде а priori предвидување на ризикот за денталното здравје предизвикано од експозиција на дентални реставративни материјали, но нашите информации и податоци предупредуваат за неправилности кои можат да ја компромитираат реставративната процедура гледано од повеќе аспекти. Во иднина, испитување на ефекти од ослободени компоненти од композити и дентин адхезиви треба да вклучат клеточни линии на фибробласти за што поефикасно и попрецизно верификување на директниот токсичен ефект од дентални реставративни материјали.

**ЗАКЛУЧОЦИ**

---

## ЗАКЛУЧОЦИ

---

1. Составните компоненти на смолно-базираните композитни материјали како што се мономерните единици се ослободуваат во воден раствор и покажуваат тенденција за дифундирање.
2. Мономерите Бис-ГМА И ТЕГДМА се појавуваат како иницијално ослободени мономерни од композитните смоли чие ослободување трае до две недели од нивна полимеризација, со квантитативна доминација на Бис-ГМА во однос на ТЕГДМА.
3. Количество ослободени мономерни кои ја поминуваат дентинската бариера сигнификантно е помало во однос на количеството ослободени мономерни во вода.
4. Скратеното време на фото-полимеризација на композитни материјали резултира со сигнификантно зголемено мономер ослободување во однос на мономер ослободувањето добиено за препорачано време на фото-полимеризација.
5. Апликацијата на дентин адхезивните средства не ја превенира дифузијата на молекули преку дентинот.
6. Мономер супстанции сегрегирани од композити и дентин адхезиви детектирани по користење на адекватно време за полимеризација се идентифицираат во голем број примероци блиску до најниската граница на квантификација.

7. Ослободените супстанции од дентални смолни композити и дентин бондинг агенси, како последица на времето на полимеризација и интензитетот и ефикасноста на брановата должина на зраците, можат да претставуваат извор на хронични иритирачки молекули на пулпата.
  
8. Заштита на пулпата се препорачува во состојби каде преостанатата дебелина на дентинот изнесува помалку од 2мм, со цел да се превенираат несаканите ефекти од ослободените, дифундирани составни компоненти од композитните реставративни материјали.

## ***ЛИТЕРАТУРА***

---

1. Adams A.M, Soames J.V, Searle R.F.  
Citotoxicity studies of dental restorative materials using human periodontal Ligament cells in vitro  
Int Endod J 1994;27:171-177
2. Al-Dawood A, Wennberg A  
Biocompatibility of dentin bonding agents  
Endodon Dent Traumatol 1993;9:1-7
3. Al-Fawaz A, Gerzina T.M., Hume W.R  
Movement of resin cement components through acid-treated dentin during crown cementation in vitro  
J Endod. 1993;19:219-223
4. Antonucci JM, Toth EE  
Extent of polymerization of dental resins by differential scanning calorimetry  
J Dent res 1983;62:121-125
5. Asmussen E  
Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers  
Scand J Dent Res 1982;90(6):490-6
6. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA  
Bacterial leakage around dental restorations: its effect on dental pulp  
J Or Path 1982;11:439-450
7. Bowen RL, Marjenhoff WA  
Dental composites/glass ionomers: the materials  
Adv Dent res 1992 ;6:44-49
8. Bowen RL  
Use of epoxy resins in restorative materials  
J dent res 1956;35:360-69
9. Braden M, Pearson GJ  
Analysis of aqueous extract from filled resins  
Journal of Dentistry 1981;9:141
10. Brannstrom M  
Infection beneath composite resin restorations: can it be avoided?  
Oper Dent 1987;12:158-63
11. Bouillaguet S, Gonzales L., Wataha JC, Krejci I.  
Long term cytotoxicity of resin based dental materials.  
Journal of Oral Rehabilitation 2002;29:7-13

12. Buonocore M  
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface  
J Dent Res 1955;34:845-853
13. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Reuggeberg FA, Shuster GS  
Corelation of citotoxicity, filler loading and curing time of dental composites  
Biomaterials 1991 ;12:737-40
14. Caughman WF, Reuggeberg FA, Curtis JW Jr.  
Clinical guidelines for photocuring restorative resins  
J Am Dent Assoc 1995;126(9)1280-6
15. Chung K, Greener EH  
Degree of conversion of seven visible light cured posterior composites  
J Or Reh 1988 ;1:555-60
16. Cox CF, Shiro S  
Biocompatibility of dental adhesive systems  
J Cal Dent Assoc 1989;23:35-41
17. Cox CF  
Biocompatibility of surface seal dental materials against exposed pulps  
J Prosthet Dent 1987;57:1-8
18. Elbaum R, Remusat M, Brouillet JL,  
Biocompatibility of an enamel-dentin adhesive  
Quintessence Int 1992;23(11):773-82
19. Ferracane JL.  
Elution of leachable components from composites.  
Journal of Oral Rehabilitation 1994;21:441-52
20. Ferracane JL, Condon JR  
Rate of elution of leachable components from composite  
Dent Mater 1990;6:282-7
21. Ferracane JL  
Corelation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins Dent Mater 1985;1:11-14
22. Fuks AB, Funell B, Cleaton JP  
Pulp response to a composite resin inserted in deep cavities with and without a surface seal  
J Prosthet Dent 1990;63:129-134
23. Gerzina TM, Hume WR  
Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro  
J Dent 1996 Jan-Mar;24(1-2):125-8



24. Gerzina T, Picker K, Hood A, Hume W  
'Toxicity and quantitative analysis of TEGDMA and composite resin eluates'  
J Dent Res 1991;70:424
25. Gerzina TM, Hume WR.  
'Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composites in vitro'  
Journal of Oral Rehabilitation 1994;21:463-68
26. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G  
'Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and comonomers'  
J Dent Res 1998 Dec;77(12):2012-9
27. Geurtsen W  
'Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements'  
Eur J Oral Sci 1998;106:687-95
28. Geurtsen W  
'Biocompatibility of resin modified filling materials'  
Crit Rev Oral Biol Med 2000;11(3):333-55
29. Hamid A, Hume WR  
'Diffusion of resin monomers through human carious dentin in vitro'  
Endod Dent Traumatol 1997;13(1):1-5
30. Hamirraisai C, Hosoda H  
'Pulpal responses to various dentin bonding systems I dentin cavities'  
Dent Mater J 1991;10:149-64
31. Hanks C.T., Wataha J.C., Parsell R.R., Strawn S.E.  
'Permeability of biological and synthetic molecules through dentin'  
Journal of Oral Rehabilitation 1994;21:475-87
32. Hanks C.T., Wataha J.C., Sun Z.  
'In vitro models of biocompatibility-a review'  
Dental Material May 1996 ;12:186-193
33. Hanks C.T., Strawn S.E., Wataha J.C., Craig R.G.  
'Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts'  
J Dent Res Nov 1991;70(11):1450-55
34. Heitmann T, Unterbrink G  
'Direct pulp-capping with a dentinal adhesive resin system: a pilot study'  
Quintessence Int 1995;26:765-770
35. Huang FM, Chang YC  
'Cytotoxicity of dentin bonding agents on human pulp cells in vitro'  
Int Endod J 2002;35(11):905

36. Hume WR, Gerzina TM  
TEGDMA concentration and cytotoxicity in aqueous eluates of resin composites  
J Dent Res 1993;71:162-6
37. ISO-4049:1988(E). Dentistry, resin based filling materials,  
Geneva, Switzerland
38. Inokoshi S, Iwaku M, Fusayama T  
Pulpal response to a new adhesive restorative resin  
J Dent Res 1982;61(8):1014-1019
39. Inoue K, Hayashi I  
Residual monomer (Bis-GMA) of composite resins.  
J Oral Reh 1982;9:493-497
40. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE  
Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review  
J Prosthet Dent 2003;90:190-3
41. Kawahara H, Yamagami A, Nakamura M  
Biological testing of dental materials by means of tissue culture  
Int Dent J 1968;18:443-467
42. Klotzer W.T.  
Biokompatibilität zahnärztlicher Materialien.  
Dtsch Zahnärztl Z 1989;44:822-25
43. Koda T, Tsuchiya H  
High-performance liquid chromatographic estimation of eluates from denture base polymers  
J Dent 1989;17:84-9
44. Lefebvre CA, Knoernschild KL, Shuster GF  
Cytotoxicity of eluates from light-polymerized denture base resins  
J Prosthet Dent 1994;72:644-50
45. Matovska Lj  
Bolesti na zabyte i endodontot-kariologija  
Universitet Sv. Kiril i Metodii" Stomatoloski fakultet - Skopje
46. Meryon SD, Brook AM  
In vitro cytotoxicity of three dentin bonding agents  
J Dent 1989;17(6):279-283
47. Munksgaard E C, Peutzfeldt A, Assmussen E  
Elution of TEGDMA and Bis-GMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light  
Eur J Or Sci 2000;108:341-45

48. Murray P.M, Windsor L.j, Hafez A.A, Stevenson R.G, Cox C.F  
Comparison of pulp responses to resin composites  
*Oper Dent* 2003 May-Jun;28(3):242-250
49. . Nalcaci A  
Determination of residual monomer content in composite resins  
Thesis Abstract Service, Health Science Institute ,Ankara University
50. . National Institute of Dental Research  
Effects and side effects of dental restorative materials  
*Adv Dent Res* 1992;6:44-144
51. Najsieti CE, Castelli W, Caffesse RG  
Effects of composite restavration on the periodontal membrane of monkeys  
*J Dent Res* 1983;62:75-78
52. . Noda M, Komatsu H, Sano H  
HPLC analysis of dental resin composites components  
*J Biomed Mater Res* 1999 Dec 5;47:374-378
53. Olea N, Pulgar R, Perez P, Ollea Serano MF, Novillo-Fertrell A, Rivas A  
Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry  
*Environ Health Perspect* 1996;104:298-305
54. Ortengren U, Welendorf H, Karlsson S, Ruyter IJ  
Monomer identification released in aqueous medium  
*J Or Reh* 2001;28:1116-1126
55. Oilo G  
Biodegradation of dental composites/glass ionomer cements  
*Adv Dent res* 1992 ;6:50-54
56. Oysaed H, Reyster IE  
Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth  
*J Dent Res* 1986;65:1315-1318
57. Pameijer CH, Stanley HR  
The disastrous effects of the 'Total Etch' technique in vital pulp capping in primates  
*Am J of Dent* 1998;11-special issue:s45-s59
58. Pashley D.H, Pashley E.L  
Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American journal of dentistry  
*Am J Dent* 1991 Feb;4(1):5-9
59. . Peutzfeldt A  
Dual cure resin cements: in vitro wear and effect in quantity of remaining double bonds , filler volume and light curing  
*Acta Odontol Scand* 1995;53:29-34
60. Peutzfeldt A.  
Resin composites in dentistry: the monomer systems.  
*Eur J Or Sci* 1997;105:97-116

61. Pham D, Ferracane JL  
Leaching from light-cured composites with variable degrees of conversion  
J Dent Res 1988;67:903-908
62. Pham DC, Ferracane JL  
Early elution of uncured components from light-activated composites  
J Dent Res 1989;68:207 (Abstract 205)
63. Plant CG, Tobias RS, Browne RM  
Pulpal response to an experimental adhesion promoter  
J Or Path 1986;15:196-200
64. Pulgar R, Ollea-Serrano M.F., Novillo-Fetrell A, Rivas A, Pazos P, Pedraza V, Navajas J.M., Olea N.  
Determination of Bisphenol A and related aromatic compounds released from Bis-GMA-based composites and sealers by HPLC.  
Environmental Health Perspectives Jan 2002; V. 108, No. 1
65. Quinlan C.A., Zisterer D.M., Tipt K.F., O'Sullivan M.I.  
In Vitro cytotoxicity of a composite resin and compomer.  
Int Endod J 2002;35:47-5
66. Rakich DR, Wataha JC, Lefebvre CA, Weller RN.  
Effect of dentin bonding agents on the secretion of inflammatory mediators from macrophages.  
J Endod. 1999 Feb;25(2):114-7
67. Rathanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, Dennison JB  
Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts  
J Dent Res 1995;74:1602
68. Rathbun MA, Craig RG, Hanks CT, Filisko FE  
Cytotoxicity of Bis-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents  
J Biomed Mater Res 1991;25:443-457
69. Rueggeberg F.A, Craig R.G  
Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite  
J Dent Res 1988;67(6):932-937
70. Rueggeberg F.A, Augman WF, Curtis JW Jr.  
Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite  
Oper Dent 1994;19:26-32
71. Rueggeberg F.A, Augman WF, Curtis JW Jr.  
Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites  
Am J Dent 1993;2:91-95

72. Schedle A, Franz A, Raush Fan X, Spittler A, Lucas T, Samorapoom Mpichit P, Sperr W, Boltz-Nitulescu. Citotoxic effect of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dental Material* 1988 ; 14(6):429-40
73. Schmalz G  
The biocompatibility of non-amalgam dental filling material. *Eur J Or Sci* 1998;106:696-706
74. Schmalz G  
Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials *Clin Oral Invest* 1997;1(4):154-62
75. Sheridan PJ, Koka S, Ewoldsen NO, Lefebvre CA, Lavin MT  
'Cytotoxicity of denture base resins  
*Int J Prosth* 1997;10:73-77
76. Shuster G.S., Lefebvre C.A., Wataha J.C., White S.N.  
Biocompatibility of posterior restorative materials. *CDA Journal* September 1996;17-30
77. Shintani H.  
HPLC analysis of toxic additives and residual monomer from dental plate. *Journal of liquid chromatography* 1995;18(3):613-626
78. Soderholm KJ  
'Filler leachability during water storage of six composite materials '  
*Scand J Dent Res* 1990;98:82-88
79. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W  
Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent.* 1998 Mar;26(2):137-45.
80. Stanley HR  
'Local and systemic responses to dental composites and glass ionomers  
*Adv Dent res* 1992 ;6:55-64
81. Stefova M  
'Opređelovanje na vitamin B-12 u farmaceutski preparati so elektronska atomska apsorpciona spektrometrija I visokoefikasna tecna hromatografija -magisterska rabota-, Prirodno-Matematički fakultet-Skopje
82. Stockton LW  
'Vital Pulp Capping: A worthwhile procedure  
*J Can Dent Assoc* 1999;65:328-31
83. Sutafo J  
'Kompozitni materijali u stomatologiji'  
Sveuciliste u Zagrebu-R Hrvatska

84. Tanaka K, Taira M.  
Residual monomers (TEGDMA & Bis-GMA) of a set visible light-cured dental composite resin when immersed in water.  
Journal of Oral Rehabilitation 1991;18:353-62
85. Thompson L.R, Millerr F.G, Bowles W.H  
“Leaching of unpolimerized materials from orthodontic bonding resin”  
J Dent Res 1982;61(8):989-992
86. Tyas MJ  
“A metod for the in vivo toxicity testing of dental restorative materials”  
J Dent Res 1977;56:1284
87. Wataha JC, Reuggeberg FA, Lapp CA, Lewis JB, Lockwood PemErgle JV, Mettenburg DJ  
In vitro citotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in artificial saliva.  
Clin Oral Invest 1999 Sep;3(3):144-149
88. Wataha J.C, Hanks C.T., Strawn S.E, Fat J.C.  
Citotoxicity of components of resins and other dental restorative materials.  
Journal of Oral Rehabilitation 1994;21:453-462
89. White KF, Cox CF, Kanca J, Dixon DL  
“Pulpal response to adhesive resin system applied to acid-etched vital dentin: damp versus dry primer application”  
Quintessence Int 1994;25:259-268
90. Zivkovic S  
“Dentin adhezivna sredstva u stomatologiji” Beograd 1998