

**УНИВЕРЗИТЕТ “Св. КИРИЛ И МЕТОДИЈ” – СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ**



Д-р Ариф Арифи

**Компарација на својствата на различни типови
светлосно-полимеризирачки ортодонтски атхезиви**

(*In-vitro* студија)

- МАГИСТЕРСКИ ТРУД -

МЕНТОР: Проф. Д-р Елизабета Ѓорѓиевска

КОМЕНТОР: Проф. Д-р Софија Царчева Шаља

Февруари, 2016

УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ



Д-р Ариф Арифи

**Компарација на својствата на различни типови
светлосно-полимеризирачки ортодонтски атхезиви
(*In-vitro* студија)**

-МАГИСТЕРСКИ ТРУД-

МЕНТОР: Проф. д-р Елизабета Ѓорѓиевска

КОМЕНТОР: Проф. Д-р Софија Џарчева Шалја

Фебруари, 2016

University „Ss. Cyril and Methodius” – Skopje
Faculty of Dental Medicine



D-R ARIF ARIFI

**Evaluation of the characteristics of different types of
light-cured orthodontic adhesives**
(An *In-vitro* study)

-Master's Thesis-

Supervisor: Prof. d-r Elizabeta Gjorgievska

Co-supervisor: Prof. d-r Sofija Carceva Salja

February, 2016

СОДРЖИНА

АПСТРАКТ	4
ABSTRACT	6
ВОВЕД	8
ЛИТЕРАТУРЕН ПРЕГЛЕД	10
ЦЕЛИ НА ТРУДОТ	18
МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДИ	19
РЕЗУЛТАТИ	27
ДИСКУСИЈА	87
ЗАКЛУЧОЦИ	100
РЕФЕРЕНЦИ	101

АПСТРАКТ

Цели: Денес, сè повеќе расте интересот за правилен дентофацијален изглед и атрактивна насмевка која има огромно влијание врз самодовербата и психосоцијалниот статус во општеството. Потребата од ортодонтски третман е сè поприсутна, но за пациентите естетскиот момент во текот на третманот е многу важен, што се оправдува се поголемиот интерес за естетски брекети. Сепак, за терапевтите најбитно е материјалите кои ќе ги употребуваат да даваат задоволувачки перформанси. Целта на оваа студија беше да се споредат три различни ортодонтски атхезиви (Transbond XT Light Cure Adhesive, Heliosit Orthodontic, Fuji Ortho LC) бондирани за два различни типа на брекети (метални брекети (Topic Roth 0.22) и керамички брекети (Fascination Roth 0.22, Dentaurum). Беше набљудувана и споредувана врската помеѓу различните типови на атхезивите и емајлот, меѓу атхезивот и базата на брекетите, беше одредена механичката отпорност на атхезивите преку утврдување на компресивната сила и проценката на антикариогениот потенцијал на поединечни типови на атхезиви преку квантифицирањето на нивото на инкорпорирање на јони во структурата на емајлот.

Материјал и метод: Студијата беше изведена на 18 хумани заби (по 6 за секој атхезив), поделени на три групи според времето на подготовкa на примероците до нивното испитување (Група 1. примероци подгответи 3 недели пред испитување, Група 2. 2 недели пред испитувањето, Група 3. 1 недела пред испитувањето), бондирани за метален и за керамички брекет кои беа испитувани со електронска микроскопија. Компресивната сила беше испитувана со изработка на 54 примероци (18 за секој атхезив) поставени во соодветни модли, поделени во три групи исто како кај горонаведените примероци. Примероците беа анализирани со SEM-микрографии, SEM/EDX-квалитативна анализа и SEM/EDX-семиквантитативна анализа.

Резултати: На микрофотографиите се забележува квалитетот на врската меѓу емајлот и атхезивот, атхезивот и брекетот. Притоа, Transbond XT покажува идеална обострана врска, со многу ретка појава на микропростори и микрофрактури во емајлот, додека во поглед на компресивната сила се покажа како многу цврст атхезив со супериорни вредности во споредба со другите атхезиви во оваа студија. Heliosit Orthodontic дава впечаток за подобра врска со базата на брекетот отколку со емајлот, каде се забележуваат микропростори; во испитувањето на компресивната сила се покажа како слаб композит со голема стапка на дименционална деформација. На микрофотографиите на Fuji Ortho LC се забележуваат многу микропукнатини во внатрешноста на атхезивот од кои

некои продолжуваат и во површината на емајлот, но се добива впечаток на многу цврста врска со емајлот поради микропукнатините кои секогаш се присутни во внатрешноста на површината на емајлот, но никогаш во преодот емајл-атхезив, со појава на микропростори во делот на врската со брекетите. EDX и линискиот скен со X-зраци покажаа прогресивно зголемување на вредностите на F-флуор. Во испитувањето на компресивната сила Fuji Ortho LC имаше најслаби резултати но клинички прифатливи, кои се приближни со вредностите на Heliosit Orthodontic.

Заклучок: Од резултатите кои ги добивме во оваа студија, можеме да го селектираме Transbond XT како идеален ортодонтски атхезив во секое поле од нашето испитување, со идеална врска со емајлот и со брекетите од другата страна, како добро полнет атхезив со супериорни механички перформанси над останатите атхезиви во нашата студија. Heliosit Orthodontic како атхезив кој дава подобра врска со базата на брекетот отколку со емајлот, композитна смола со слаби механички особини. Fuji Ortho LC како солиден ГЈЦ модифициран со смола, со подобра врска со емајлот отколку со базата на брекетот, со прогресивно зголемување на вредностите на флуоридни јони во емајловата структура во текот на 3 недели.

Клучни зборови: ортодонција, атхезив, брекет, композит, ГЈЦ, флуор, SEM, EDX, компресивна сила

The samples were analyzed by scanning electron microscopy and energy dispersive X-ray spectroscopy analysis. Qualitative analysis, SEM/EDX and quantitative analysis. Comparative strength was tested on 24 samples for four types adhesives placed in appropriate bonds, divided into three groups as mentioned above.

1. **Results:** On the microphotographs, the quality of the enamel-adhesive and bracket-adhesive hybridized bonds analyzed. Transbond XT had no bond break with the bracket and the bracket did not have presence of microcracks in the enamel walls. In case of the EDS process to be very strong, modulus with superior values compared to the other adhesive systems. Different observations give the impression of having a better bond relationship with the bracket than the control, where in the latter there was presence of microcracks in the bond, while in terms of EDS process to be a weak and fragile with high rate of dispersed dislocation before cracking. The microphotographs of Fuji Ortho LC demonstrated many cracks inside the adhesive where some of them penetrate into the surface of the enamel but it gives the impression of a very solid bond relationship with the enamel, because the cracks are already present in the enamel surface and never in the enamel-adhesive bond, with appearance of microcracks in the bracket-bracket bond, EDX and SEM line was showed progressively

ABSTRACT

Objectives: Nowadays, a growing interest of having a proper dentofacial appearance and attractive smile exists, which has a huge impact on the self-confidence and the psychosocial status in the society. The need for orthodontic treatment is also growing, but for the patients during the orthodontic treatment aesthetics is very important, which justifies the growing interest for the aesthetic braces. On the other hand, for the practitioners, the main concern is the materials they use to deliver satisfactory performances. The objectives of this study were to compare three different orthodontic adhesives (Transbond XT Light Cure Adhesive, Heliosit Orthodontic, Fuji Ortho LC) bonded to two types of brackets (Ceramic brackets (Fascination Roth 0.22), Metal brackets (Topic Roth 0.22), Dentaurum). The samples were monitored, analyzed and compared at the interface between the enamel and the adhesive, the adhesive and the bracket base, the compressive strength was measured and assessment of the anticariogenic potential of the adhesives by quantifying the level of incorporation of ions into the structure of the enamel was performed.

Materials and Methods: The study was performed on 18 human teeth (6 for each adhesive), divided into three groups according to the time of the preparations of the samples before they were tested (Group 1. samples were prepared three weeks before the examination, Group 2. two weeks before the examination, Group 3. one week before the examination of the samples), bonded to metallic and ceramic brackets for SEM examination. The samples were analyzed in SEM/SEM-microphotography, SEM/EDX-qualitative analysis, SEM/EDX-semi-quantitative analysis. Compressive strength was tested on 54 samples (18 for each adhesive) placed in appropriate molds, divided into three groups as mentioned above.

Results: On the microphotographs, the quality of the enamel-adhesive and bracket-adhesive bond was analysed. Transbond XT had an ideal bond with the enamel and the bracket base, with a rare presence of microgaps and cracks in the enamel, while in terms of the CS proved to be very strong adhesive with superior values compared to the other adhesives in our study. Heliosit Orthodontic gave the impression of having a better bond relationship with the bracket base than the enamel, where in the later there was presence of microgaps in the bond, while in terms of CS proved to be a weak composite resin with high rate of dimensional deformation before cracking. The microphotographs of Fuji Ortho LC demonstrated many cracks inside the adhesive where some of them continue into the surface of the enamel, but it gives the impression of a very solid bond relationship with the enamel, because the cracks are always present in the enamel surface and never in the enamel-adhesive bond, with appearance of microgaps in the bracket-adhesive bond. EDX and EDX-line scan showed progressive

increase in the values of fluoride in the samples. In terms of the CS, Fuji Ortho LC had the lowest scores that are clinically acceptable, which are approximately close to the scores of Heliosit Orthodontic.

Conclusion: From the results of our study, we can conclude that Transbond XT is an ideal orthodontic adhesive in every aspect of our examinations, with ideal enamel-adhesive and bracket-adhesive bond, highly filled composite resin with superior mechanical properties compared to the other adhesives tested. Heliosit Orthodontic a composite resin with lower mechanical properties provides better bracket-adhesive bond than with the enamel. Fuji Ortho LC as a solid resin-modified GIC provides a better enamel-adhesive bond than with the bracket base, with progressive increase of the values of fluoride ions incorporated into the enamel structure during three weeks.

Key Words: orthodontics, adhesive, bracket, composite resin, resin modified glass ionomer cement, fluoride, SEM, EDX, compressive strength

ВОВЕД

Иако фиксната ортодонтска терапија во своите почетоци беше статусен симбол, денес, ортодонтските брекети сè повеќе претставуваат потреба, со цел да се решат извесни функционални аномалии или естетски дентални проблеми.

Класичните метални брекети даваат добри резултати, сепак, нивниот најголем недостаток е бојата. Во почетоците, беа многу пообемни, поставени во вид на лента околу забите со што се добиваше таканаречената “метална уста”. Но, со воведувањето на нагризувањето со ортофосфорна киселина во стоматологијата беше направен огромен пробив во напредувањето на ортодонтските техники.

Директното бондирање на брекетите за забите отвори ново поглавје во ортодонцијата, притоа производителите на стоматолошки материјали секојдневно се под притисок за пронаоѓање на дентални атхезиви со оптимални својства.

Денес, многу повозрасни пациенти се решаваат за ортодонтски третман, а за нив сепак, најважна улога игра естетиката. Во тој контекст беа воведени керамичките брекети кои имаат супериорна естетика во однос на металните.

Кај првичните брекети, во вид на ленти околу забот, рetenцијата беше главно механичка. Сепак, во последно време, целиот овој товар паѓа врз денталните атхезиви. Имено, иако повеќето брекети имаат рetenциона решетка на нивната база која се лепи за забот и со тоа се постигнува минимална механичка рetenција, денталните атхезиви треба да бидат во можност да се спротивстават на мастиаторните сили така што брекетот ќе остане залепен за забот и ортодонтската терапија ќе продолжи без компликации.

Во последните години и самата процедура на поставување на брекетите, претрпнува усовршување и симплифицирање. Првичните светло-полимеризирачки атхезиви користеле претходно нагризување со 37% ортофосфорна киселина и повеќе чекори при нивната апликација. Тоа ја правело апликацијата долготрајна и тешка, првенствено со оглед на фактот дека оралната средина претставува динамичен простор, со постојани движења на долната вилица, мускулите на

јазикот, образите, подот на усната празнина, континуираното лачење на плунка, итн., и дополнителен проблем претставувала и видливоста во постериорната регија. Затоа, со појавувањето на самонагризувачките прајмери (СНП) значајно е скратена целата процедура.

Постојат две групи на дентални бондинг атхезиви за брекети, врз база на композитни смоли и на глас-јономер цементи (ГЈЦ). Почекто користени се оние врз база на композитни смоли, пред сè поради нивната поголема цврстина; но денеска со модифицирање на ГЈЦ, нивната цврстина исто така е зголемена, при што ги исполнуваат условите за успешна ретенција при ортодонтската терапија.

Со поставување на ортодонтските брекети се фаворизира и плак ретенцијата, при што при запоставена орална хигиена, големи се шансите за деминерализација на површината на забот и појавата на белите дамки. Познато е дека ГЈЦ-атхезиви имаат својство за испуштање на флуоридни јони кои преминуваат во забот и ја помагаат реминерализацијата на забната структура, што се смета за значајна предност во споредба со композитите.

Важен момент е и отстранувањето на брекетите од забите, при што не смее да биде оштетен емајлот на забот. Базата на керамичките брекети е силанизирана и тие формираат многу јака хемиска врска со атхезивот што претставува проблем при нивното отстранување. Поради кртата природа на керамиката и емајлот, при одлепување на брекетите тие не се свиткуваат и често се случува фрактурната линија да биде во брекетот, но и во самата емајлова површина.

Имајќи ги во предвид сите наведени предизвици со кои се соочуваат ортодонтите при бондирањето на брекетите, идејата на оваа студија беше да се споредат три различни типа на ортодонтски атхезиви, од кои два базирани врз композитна смола и еден базиран врз ГЈЦ преку прикажување на предностите, недостатоците и разликите меѓу нив.

ЛИТЕРАТУРЕН ПРЕГЛЕД

Луѓето откако постојат, секогаш биле загрижени за убавината на нивната насмевка, бидејќи тоа е една од првите работи која се забележува кај секого. Сепак, најверојатно ќе биде потребен уште долг период за да се промени генезата на нормалната оклузија кај луѓето и соодносот меѓу вилиците.

Почнувајќи од времето на Неандерталите, Питекантропусите и другите антички претци до Homo Sapiens-от (модерен човек од пред 30000-40000 год), човекот претрпел одредени еволутивни промени. Овие промени вклучуваат развој на зголемен краијален капацитет; промена на формата на черепот; подигнување на челото и спуштање на веѓниот гребен; редукција на лакот на горната и долната вилица, со што се дава форма и значење на брадата; промени во изгледот на забите, и, конечно, зголемување на растот со поеректилна позиција на телото¹.

Спротивно на народните верувања, поранешните луѓе исто така страдале од дентални и орални заболувања. Најверојатно, овие промени биле предизвикани од типот на храната што ја јаделе, но и поради промената на оклузијата при прекумерно користење на цвакалниот апарат, предизвикувајќи загриз раб на раб или минимален вкрстен загриз.

Од пронајдените праисториски черепи, искривените заби биле присутни и во тоа време, но сè до пред 3000 год. каде што постои прв документиран обид да се исправат протрудирани заби.²

Ортодонтските апарати не биле измислени сè до почетокот на 1800-тите, но преокупацијата на луѓето да имаат исправени заби или соодветен однос на вилиците датира уште од древните Егиџани. Методите со кои луѓето се труделе да ги исправат забите е различна, но целта била иста, па истражувањето низ историјата на ортодонтските апарати укажува колкав напредок и подобрување има со текот на годините во тој поглед.³

Археолозите откриле многу мумифицирани остатоци во Египет за кои се верува дека би можеле да бидат и првите обиди на луѓето да се обидат да ги

затворат просторите меѓу забите. Конкретно, забите биле поврзани едни со други со помош на струна направена од животински црева, при што постоела слична поврзаност како што денес ортодонтите ги врзуваат забите со лакот.⁴

Најраниот опис на ирегуларност на забите е дадена од Хипократ (460-377 пне). Првиот третман на искривен заб е документиран од Џелсус (25 пне-50 год), римски писател кој вели: „ако втор заб расте кај децата пред првиот да падне, она што треба да се направи е да се отстрани и новиот да се турка со помош на прст сè додека не пристигне во своето место“.⁵

Прогресот во времето на Средниот Век бил многу слаб, како за медицината така и за сите други науки. Во почетокот на 18-иот век, Франција станала лидер во областа на стоматологијата и тоа е заслуга на еден човек, Pierre Fauchard (1678-1761) кој е нарекуван и „таткото на ортодонцијата“ и е автор на книгата “The Surgeon Dentist: A Treatise on the Teeth“. Тој бил првиот кој ја тргнал стоматологијата од емпиризмот и ѝ дал научно значење. Fauchard го описал, но најверојатно не бил првиот кој го употребил ‘bandeau’, лак за експанзија кој се состои од лента во облик на потковица од скапоценни метали во кои забите се лигираат. Тоа претставува основа и за Е-лакот на Angle, па дури и денес се користат овие принципи во решавањето на збиеноста. Тогаш, за жал, малку внимание се посветувало на сè друго освен подредување на забите, и тоа исклучително во максилата.⁶

‘Bandeau’ на Fauchard било модифициран од Etienne Burdet (1722-1789), кој бил првиот стоматолог кој што препорачал сериска екстракција на премолари за олеснување на збиеноста. Понатаму, тој бил првиот стоматолог кој практикувал и лингвална ортодонција со проширување на лакот од лингвалната страна. Потоа биле создадени многу лингвални апарати, вклучувајќи го и цек-шрафот, експанзивната плочка и поблиску до нашето време, лингвалниот лак.⁵

При крајот на 19-тиот век технологијата напредувала во секоја област и многу работи биле полесно изводливи и попрактични во споредба со порано.

Многу автори во меѓувреме придонесувале во напредувањето на стоматологијата, особено ортодонцијата како што се: Norman Kingsley, Amos Westcott, Coffin, Henry Baker, John Farrar, Talbot, Bonville, Calvin Case и најдоминантниот, најинфлуентната фигура Edward Angle (1855-1930). Тој се смета за “татко на модерната ортодонција”, и тој ги класифицирал малоклузите според соодносот на првите молари меѓу горната и долната вилица како I класа, II класа и III класа, кои сè уште користат. Тој го измислил Е-лакот, Pin-Tube апаратот, Ribbon лакот и Edgewise апаратот. Овој последниот со модификации е еден од најчесто користените во ортодонцијата и до денес.^{7,8,9}

Терминот брекети се јавува во раните 1900-ти години. Сепак стоматолозите во меѓувреме работеле совесно за да ги подобрат методите и техниките кои се користеле за поставување на забите во забниот низ. Биле изработени разни плочки, мобилни и фиксни ортодонтски апарати од многу автори од кои некои со модификации и ден денес се користат: Jackson апаратот, Е-лакот, Crozat апаратот, ретинерот на Baker, ретинерот на Howley, лингвалниот лак на Mershon, Лабиолингвалниот апарат, headgear-от на Angle, моноблокот, разни активатори и многу други.¹⁰

Брекетите во раните 1900-ти години биле многу различни од брекетите што се изработуваат денес. Стоматолозите секој заб поединечно го обвитечувале (со помош на различни материјали), а потоа ги поврзуваје едни со други со помош на жица, која можела да се прилагоди и да се примени притисок врз забот со надеж дека ќе се помести во потребната позиција.

Во периодот кога за прв пат почнале да се применуваат во стоматолошката практика, не постоеле стандарди од кој материјал ќе бидат изработувани брекетите, па била користена слонова коска, дрво, бакар или цинк. Материјалите кои се употребувале биле комплетно зависни од желбата на стоматологот, буџетот на пациентот и она што било на располагање во тој географски регион во тоа време. Сепак, најчесто користен материјал од секој стоматолог било златото, најмногу

поради флексибилноста на материјалот при загревање, свитливоста и можноста за прилагодување за убаво да се обвите забите. Материјалите како жици, ленти, токи и други биле направени од 14К и 18К злато. Иако златото бил материјал на избор, сепак не бил толку многу користен од разни причини; главно високата цена и честите корекции кои требало да се прават. Пациентите кои не можеле да си дозволат да купат злато за изработка на брекети, како втор материјал на избор купувале сребро. Иако челикот како материјал им бил достапен, сепак постоеле контроверзи за негово користење како материјал на избор, сè до 1950/1960, кога започнува користењето на нерѓосувачки челик.

Ортодонтските техники до 1970-тите остануваат релативно непроменети, сè до пронаоѓањето на неколку револуционерни техники. Најголемото открытие е употребата на денталните атхезиви за врзување на брекетот за забот. Денталниот атхезив се аплицира само на површината на забот на местото каде брекетот е директно залепен за забот, за разлика од претходно кога целиот заб требало да биде обвиен со фолија од злато, сребро или челик.³

Уште во 1955 година, Biopoulos употреби 85% ортофосфорна киселина за нагризување на забот, но некои други автори ја модифицираа концентрацијата на киселината и во 1977 беше докажано дека 37% ортофосфорната киселина е најефикасна и најбезбедна во исто време.¹¹

Истовремено, дојде и до значаен напредок во ортодонцијата со пронаоѓање на различни типови на брекети. На почетокот, жицата во брекетите беше врзувана со помош на гумени лигатури, за подоцна да се воведат самолигирачки брекети кои со помош на мали подвижни вратички ја држат жицата на своето место. Поради неестетската боја на челикот, беа пронајдени пластични и керамички брекети со многу подобра естетика, па дури и лингвални брекети кои не се видливи поради тоа што се поставени од палатиналната, односно лингвалната страна на забите.¹² Денес постои и техника во ортодонцијата со што и

воопшто не се потребни брекети и атхезиви тук движењата на забите се прават со помош на сплинтови.³

Денес, адултната ортодонција е во подем, па многу возрасни луѓе се заинтересирани за ортодонтска терапија и преферираат естетски ортодонтски апарати како што се керамичките брекети. Сегашните керамички брекети се направени од монокристален или поликристален алуминиум оксид. Сепак, и овие брекети имаат недостатоци, како што се: фрактури на брекетот, оштетување на површината на збор при дебондирањето на брекетот, но и висока фрикциона.

Постојат два типа на керамички брекети: едни, со базата (страницата на брекетот што атхерира на збор) во вид на ретенциона решетка и друг тип, кои имаат рамна и мазна база која се потпира на хемиски слој од силика (стакло), кој е дополнително силанизиран со цел да овозможи одржување на цврстината на врската. Резултантната хемиска врска е многу јака и при јаки оклузални сили или дебондирање на брекетот може да предизвика иреверзibilна штета на површината на емајлот.¹³ Кртата, кршила природа на керамичките брекети и самиот емајл доведува до слаба апсорпција на стресот при дебондирањето на брекетот. Ако врската меѓу атхезивот и емајлот е посилна од самиот емајл, тогаш емајлот ќе се фрактурира при дебондирањето на брекетот.^{14,15}

Директното бондирање во ортодонцијата за прв пат е претставено во 1965 год. од страна на Newman и од тогаш ортодонтскиот третман доживеа револуција. Сепак, традиционалните системи за бондирање на ортодонтските брекети бараат неколку чекори вклучувајќи: нагризување, испирање, сушење, апликација на праймер пред да се употребат атхезивните смоли. Овој процес одзема многу време и може да има негативни ефекти на цврстината на бондирањето на брекетите особено во постериорната регија каде имаме ограничено видно поле и компликации при контролирањето на плунката.^{16,17}

Ортодонтските брекети за да обезбедат оптимални ортодонтски сили, потребно е да им се спротивстават на мастиаторните сили и лесно да се отстрануваат при завршувањето на ортодонтската терапија, без оштетување на

забната супстанција. Мастиаторните сили може да бидат варијабилни, имајќи во предвид дека оклузалните зони се различни и асиметрични при цвакање. Затоа, ортодонтските апарати треба да им се спротивстават на различните мастиаторни сили, без да се дебондираат брекетите од забот.¹⁸ Неуспехот на бондирањето претставува проблем, додека повторното лепење на брекетот го успорува ортодонтскиот третман. За да се залепи брекетот на истото место, прво местото каде што бил претходно залепен треба темелно да се исчисти, меѓутоа мала е веројатноста тоа да биде најидеално како првиот пат, но и со повторното нагризување правиме дополнителна штета на површината на емајлот на забот.^{19,20}

Класичното нагризување со 37% ортофосфорна киселина е најчесто користена метода од страна на ортодонтите за бондирање на брекети, особено кога се користат композитни атхезивни смоли и поли-акрилични модифицирани смоли од ГЈЦ, но сепак како што е претходно наведено, овој тип на нагризување и бондирање има неколку чекори. Неколку автори тврдат дека нагризувањето со ортофосфорна киселина резултира со губење околу 10-30 μm од емајлот, но атхезивот може да пенетрира и до 50 μm во емајлот. По отстранувањето на брекетот и чистењето на атхезивот, се губи помеѓу 50-55.6 μm од емајлот.^{21,22}

За бондирањето да биде поедноставно беа претставени СНП кои комбинираат нагризување, испирање и прайминг во еден чекор и со тоа се намалува времетраењето на процедурата.^{23,24} Огромна предност на СНП е продирањето на праймерот низ целата нагризувана површина и овозможува одлично механичко врзување. Активната состојка е метакриличната фосфорна естер киселина која ја нагризува емајловата површина и ја игра улогата на праймерот во исто време; притоа, се раствора калциумот од хидроксиапатитот, но наместо да се испира, калциумот формира комплекс со фосфатната група и останува инкорпориран во мрежата при полимеризацијата на праймерот.²⁴

Кај металните брекети, критичко прашање за терапевтот е дали врската ќе биде преслаба да им се спротивстави на силите при ортодонтскиот третман. Кај керамичките брекети, пак, загриженоста е дали врската ќе биде прејака за

безбедно отстранување на брекетите по завршување на ортодонтската терапија. Имено, бидејќи керамичките брекети не се свиткуваат при одлепување, може да настанат фрактури или на керамичкиот брекет, но и на атхезивниот систем на преодот смола/заб, при што често се случува да се појават пукнатини на самата површината на емајлот.²³

Во лабораториска студија Bishara *et al.* испитувале СНП за врзување на ортодонтски брекети и резултатите укажале дека СНП даваат послаба, но клинички прифатлива цврстина на врската во споредба со конвенционалното нагризување со ортофосфорна киселина. СНП може да бидат корисни за намалување на јачината на врската кај керамичките брекети, така што ги минимизираат можните фактурни линии на емајлот при одлепување.²³

Со фиксацијата на ортодонтските брекети се зголемува ретенцијата на плакот и со тоа шансите за развој на деминерализација и почетни кариозни лезии се поголеми околу брекетите особено кога оралната хигиена е запоставена. Различни обиди се направени да се зголеми резистентноста на кариесот во емајлот во тек на ортодонтската терапија. Во прилог на ова, различни (флуорирани) бондинг агенси се воведени како можни средства за заштита на емајлот при ортодонтската терапија.²⁵ Сепак, белите дамки не само што настануваат во тек на ортодонтската терапија, туку можно е и да се веќе присутни и пред почетокот на самата ортодонтска терапија. Tufekci *et al.*²⁶ и Gorelick *et al.*²⁷ пронашле дека 11%, односно 24% од пациентите веќе имаат постоечки бели дамки пред поставувањето на ортодонтските брекети. Според тоа, превентивните стратегии во ортодонцијата вклучуваат реминерализирање на веќе деминерализираните површини за да се овозможи правилно фиксирање на брекетите.

Атхезивите кои би ја направиле структурата на забот поотпорна на кариес преку ослободување на флуориди, а сепак би обезбедиле доволна јачина на врската како кај композитните смоли, без вообичаената загуба на калциум од

емајлот која е индуцирана со нагризувањето со ортофосфорна киселина; значително би ги намалиле јатрогените несакани ефекти на ортодонтската терапија.¹⁴ Иако како најчесто користен атхезив во ортодонцијата се композитните смоли, поради горенаведените проблеми, сè почесто се користат и ГЈЦ како материјал при бондирање на ортодонтските брекети.²⁸

ГЈЦ за прв пат се претставени во стоматологијата од Willson и Kent а во ортодонцијата од White, како хибриди од силикатите и поликарбоксилатните цементи.^{15,16,28} За разлика од конвенционалните композитни смоли, ГЈЦ имаат својства да се врзуваат физичко-хемиски со емајлот и со дентинот, преку афинитетот на калциумот во забната структура со карбоксилатната група во цементот, но истовремено се врзуваат и со метали и пластика. Тие може да се врзат за емајлот и без потреба од нагризување со киселина.¹⁴ При апликацијата, цементот испушта флуоридни јони кои превенираат деминерализација на емајлот при ортодонтската терапија, но овие атхезиви поседуваат и способност за надополнување со флуор, преку примање на флуоридни јони од забните пасти и другите препарати за одржување на орална хигиена кои го содржат во својот состав.^{14,15,28}

Иако ГЈЦ имаат многу предности од превентивен аспект, сепак има и неколку недостатоци кои се докажани и со научни трудови. Тука спаѓаат: слабата цврстина на врската во споредба со композитните смоли, висока стапка на дебондирање на брекети, слабите механички својства во раните фази по врзувањето и подложноста кон влага при почетната реакција кое може да трае и до 1 час.²⁹ За да се подобрат овие недостатоци, а пред сè со цел да се зајакне јачината на врската, воведени се хиbridни материјали кои ги комбинираат својствата на ГЈЦ и композитите и познати се под името ГЈЦ модифицирани со смола. Овие материјали го поседуваат својството за испуштање на флуоридни јони како конвенционалните ГЈЦ, но поседуваат подобрени физички и механички својства, како и можност за брзо врзување со помош на светлосна полимеризација.^{14,15}

ЦЕЛИ НА ТРУДОТ

Имајќи го во предвид брзиот напредок на технологијата во секој поглед, секојдневното усовршување на денталните техники и материјали, сè поголемите познавања и свест на пациентите за нивното здравје и сите предизвици кои ги носи современата фиксна ортодонтска терапија, притисокот да се произведе идеален ортодонтски дентален атхезив е голем. Затоа целта на оваа студија беше:

- Да се изврши компарација на врската помеѓу различните типови на ортодонтски атхезиви и емајлот;
- Да се утврди квалитетот на врзувањето на различните типови на брекети со ортодонтските атхезиви;
- Да се одреди цврстината на ортодонтските атхезиви преку утврдување на компресивната сила;
- Да се изврши проценка на антиカリогениот потенцијал на поединечните типови на атхезиви преку квантифицирањето на нивото на инкорпорирање на јони во структурата на емајлот.

МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДИ

Во студијата беа користени 18 хумани заби, екстрагирани поради ортодонтски причини. Притоа, користени беа 3 различни типови на светло-полимеризирачки ортодонтски атхезивни материјали (Табела 1), (Слика 1а, б, с) и 2 различни типови на брекети (Табела 2), (Слика 2а, б).

Дополнително, одредени беа и механичките својства на атхезивите (компресивна сила) со изработка на 54 примероци од материјалите поставени во соодветни модли.

За реализирање на зададените цели на магистерскиот труд, подготовката на примероците, експериментите и анализата на резултатите беа изведени во соработка помеѓу:

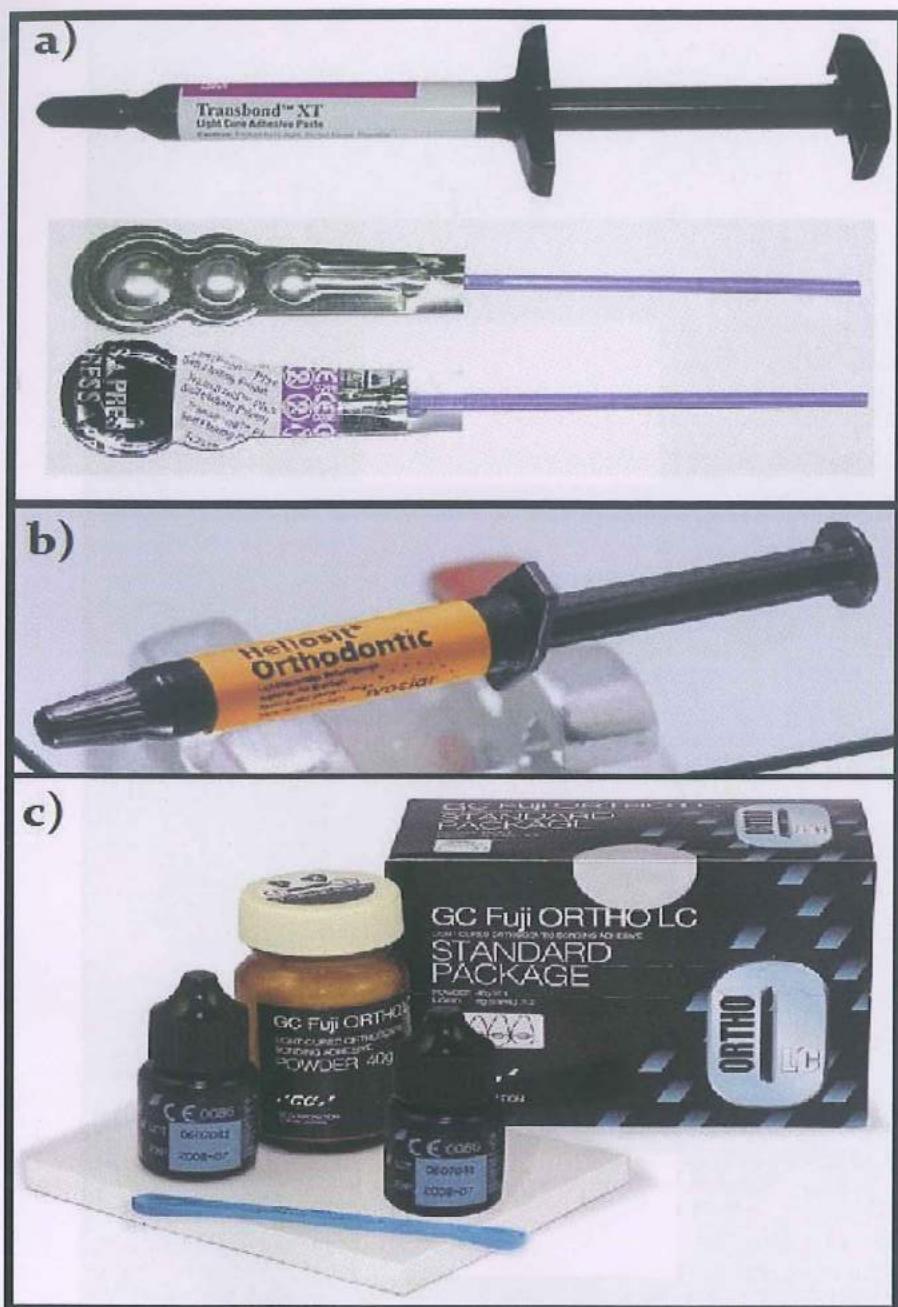
- Универзитет „Св. Кирил и Методиј”, Стоматолошки факултет – Скопје;
- University of Greenwich-Medway Campus, School of Science, Chatham, Kent, UK.

Табела 1. Користени ортодонтски атхезиви

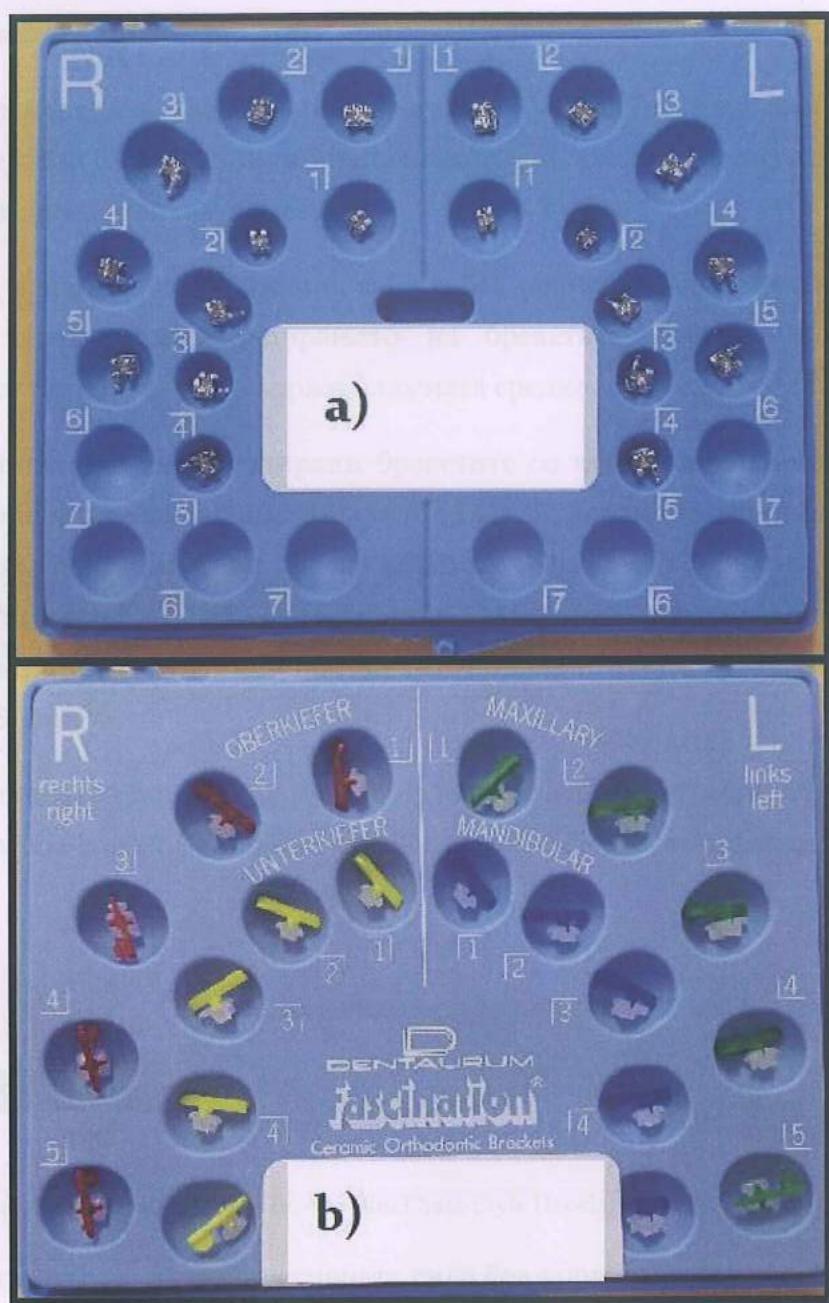
Вид на атхезив	Производител
Heliosit Orthodontic	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Transbond XT Light Cure Adhesive	3M Unitek Orthodontic Products , USA
Fuji Ortho LC	GC, Japan

Табела 2. Користени брекети

Вид на брекет	Производител
Метални брекети (Topic Roth 0.22)	Dentaurum, Germany
Керамички брекети (Fascination Roth 0.22)	Dentaurum, Germany



Слика 1. a) Transbond XT Light Cure Adhesive+ Self etching primer (3M Unitek Orthodontic Products , USA); b) Heliosit Orthodontic (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); c) Fuji Ortho LC (GC, Japan)



Слика 2. a) Метални брекети Topic Roth 0.22 (Dentaurum, Germany); b) Керамички брекети Fascination Roth 0.22 (Dentaurum, Germany)

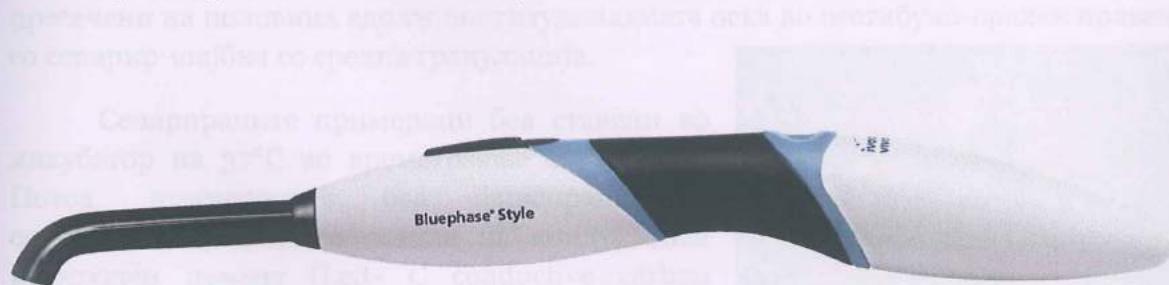
Подготовка на примероците

Екстрактираните заби не беа постари од 1 месец пред лабораториското испитување и беа со интактна лабијална површина. Забите беа исечени во висина 1-2 mm над емајл-цементната граница.

Пред лепењето на брекетите, забите беа исчистени со четкичка и паста за полирање. Пред и по бондирањето на брекетите, забите беа чувани во физиолошки раствор за да се одржи влажната средина и да не дехидрираат.

Забите на кои беа бондирани брекетите со атхезивот Heliosit Orthodontic (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) и Fuji Ortho LC (GC, Japan) беа кондиционирани со 37% ортофосфорна киселина, додека забите на кои беа бондирани брекетите со атхезивот Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products, USA) беа кондиционирани со Transbond Plus Self-Etching Primer (3M Unitek Orthodontic Products, USA).

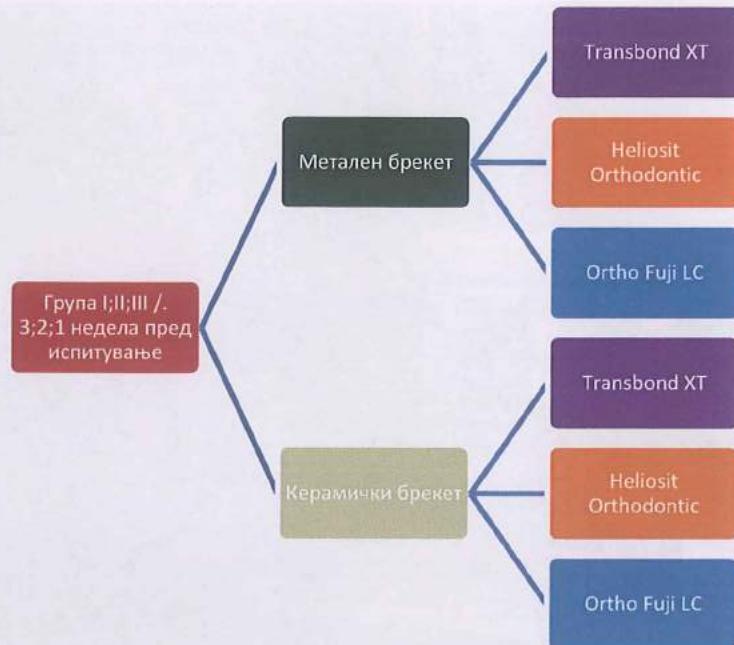
За полимеризирање на бондинг атхезивите беше користена лампа за полимеризација Ivoclar BluePhase Style (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Слика 3).



Слика 3. Лампа за полимеризација Ivoclar BluePhase Style (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

За одредување на компресивната сила беа користени вкупно 54 примероци кои беа добиени со поставување на секој од атхезивите во специјални цилиндрични модли со висина од 6 mm и дијаметар од 4 mm.

Изработените примероци од забите и примероците добиени со поставување на атхезивите во модли, беа поделени во три групи според времето на испитувањето и беа тестирали по 1, 2 и 3 недели од врзувањето (Графикон 1).



Графикон 1. Шема на поделбата и групирањето на примероците

SEM (Scanning Electron Microscopy)

По експерименталната процедура, забите со залепени брекети беа пресечени на половина вдолж лонгitudиналната оска во вестибуло-орален правец со сепарир-шајбна со средна гранулација.

Сепарираните примероци беа ставени во инкубатор на 37°C во времетраење од 12 часа. Потоа, примероците беа фиксирали во специјални држачи со помош на кондуктивен јаглероден цемент (Leit-C conductive carbon cement, Neubauer Chemikalien). Во следниот чекор примероците беа ставани во апарат за испарување со висок вакуум (Edwards 306) и беа покриени со тенок слој на јаглерод. Процесот се одвиваше во 2 фази: првата фаза траеше 5 мин на 10^{-5} Torr, додека втората фаза траеше 60 мин.



Слика 4. Примероци подгответи за поставување во електронски микроскоп

Една половина од секој примерок беше наблудувана под Скенинг Електронски Микроскоп - Field-emission gun scanning electron microscope (FEG-SEM Hitachi SU 8030, Japan).



Слика 5. Скенинг Електронски Микроскоп - Field-emission gun scanning electron microscope (FEG-SEM Hitachi SU 8030, Japan).

SEM/EDX (Scanning Electron Microscopy/ Energy Dispersive Analysis with X-rays)

Втората половина од примероците беше покриена со јаглерод (Model S105, Edwards Co., UK). Енергетската анализа со X-зраци (EDX) беше изведена со Thermo Noran (USA) NSS System 7 опремен со Ultra Dry детектор (30 mm^2 прозорец).

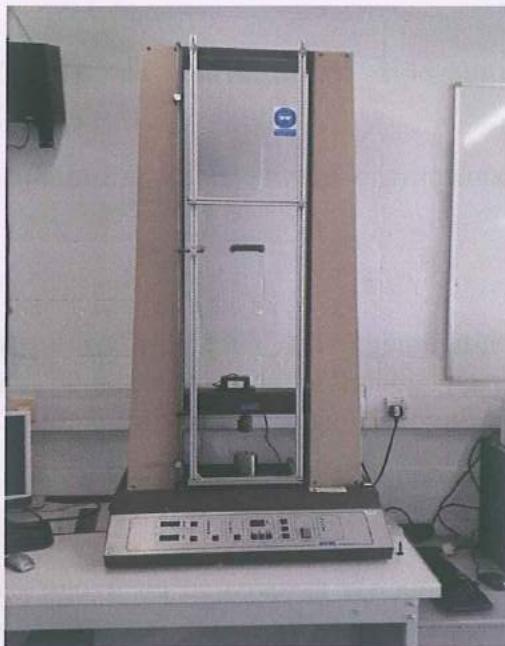
Квалитативната енергетска анализа со X-зраци (EDX) беше изведена со собирање на линиски скенови со X-зраци вдолж линијата која оди од брекетот преку атхезивот во емајлот, со цел да се одреди елементалната дистрибуција на површинскиот емајл.

Конечно, семиквантитативната EDX анализа на точки беше изведена на емајловата површина со цел да се одреди елементалното ниво (%) на јаглерод (C), водород (O, натрутум (Na), магнезиум (Mg), алуминиум (Al),), силициум (Si), флуор (F), фосфати (P) и калциум (Ca). За секој примерок беа измерени по 10 точки во близина на површината на забот случајно избрани, плус случајно избрани 3 дополнителни точки подалеку од површината и беа измерени средните вредности.

Одредување на компресивна сила

Примероците (подгответи во модлите исполнети со атхезивите), беа подложени на тест за компресивна сила. Апаратот со кој се правеа овие испитувања е Tinius Olsen Hounsfeld, кој за нашите примероци беше програмиран да работи со следните карактеристики:

- опфат на оптоварување до 5000 N
- поместување 2 mm
- брзина 1 mm/мин
- висина 6 mm
- протегање 10
- приод 1 mm/мин
- преоптоварување 0



Слика 6. Tinius Olsen Hounsfeld



Слика 7. Модли и изработка на примероци за тестирање на компресивна сила

Статистичка анализа

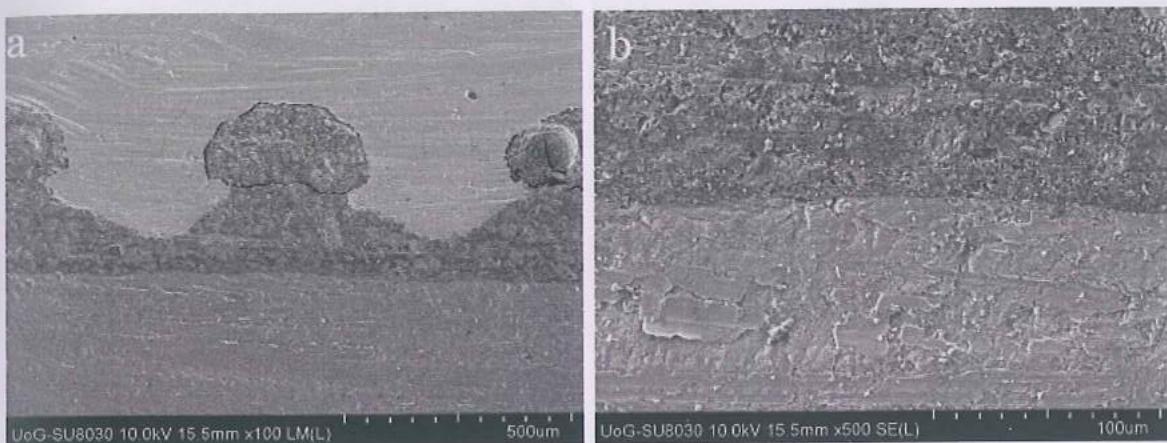
Статистичката анализа беше изработена во статистички програми: STATISTICA 7.1; SPSS 20.0;

Собраниите податоци беа обработени со помош на следните статистички методи:

- Базите на податоците беа формирани со примена на специфични компјутерски програми за таа намена. Нивната обработка беше извршена со помош на стандардни дескриптивни и аналитички биваријантни и мултиваријантни методи.
- Нумеричките серии беа анализирани со мерки на централна тенденција и со мерки на дисперзија на податоците. Кај нумеричките серии кај кои не постои отстапување од нормалната дистрибуција, сигнifikантноста на разликата беше тестирана со Student-ов t – тест. Кај оние кај кои постои отстапување од нормалната дистрибуција, сигнifikантноста на разликата меѓу две нумерички варијабли беше тестирана со Mann-Whitney U тест.
- Статистичката сигнifikантност на разликите меѓу повеќе од три нумерички варијабли беше анализирана со ANOVA тест, а при појава на сигнifikантни разлики, беше користен Post hoc тест- Tukey HSD тест.
- За CI (confidence интервал $\pm 95\% \text{ CI}$) беше дефинирана статистичката значајност за ниво на грешка помало од 0,05 (p);
- Сите добиени резултати се прикажани табеларно и графички.

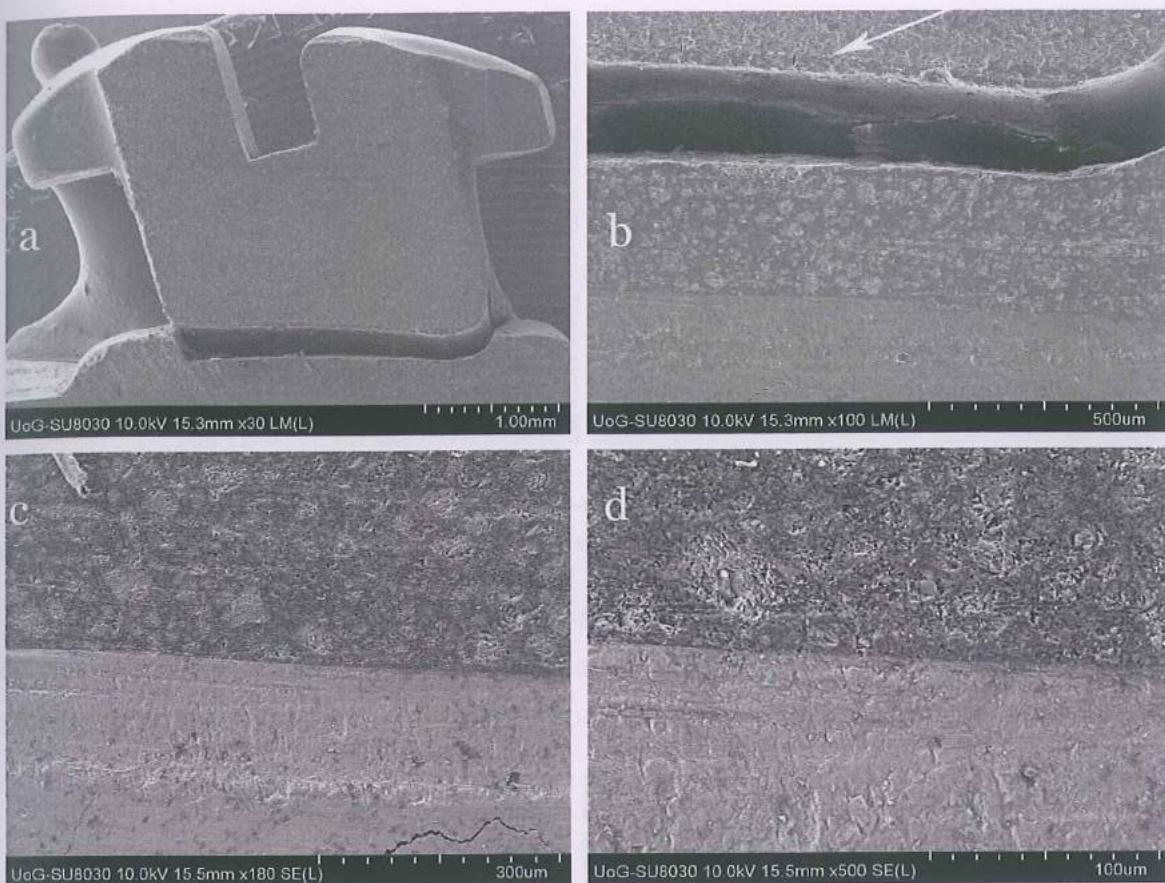
РЕЗУЛТАТИ

Резултатите од направените испитувања на квалитетот на врската меѓу атхезивот и емајлот, атхезивот и брекетот од другата страна и нивната компарација се претставени преку репрезентативни микрофотографии (SEM-испитувања). Редоследот на микрофотографиите ќе биде според испитуваните групи.



Слика 8. Микрофотографии на метален брекет залепен со атхезив *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products , USA) (врзани 3 недели пред испитувањето).

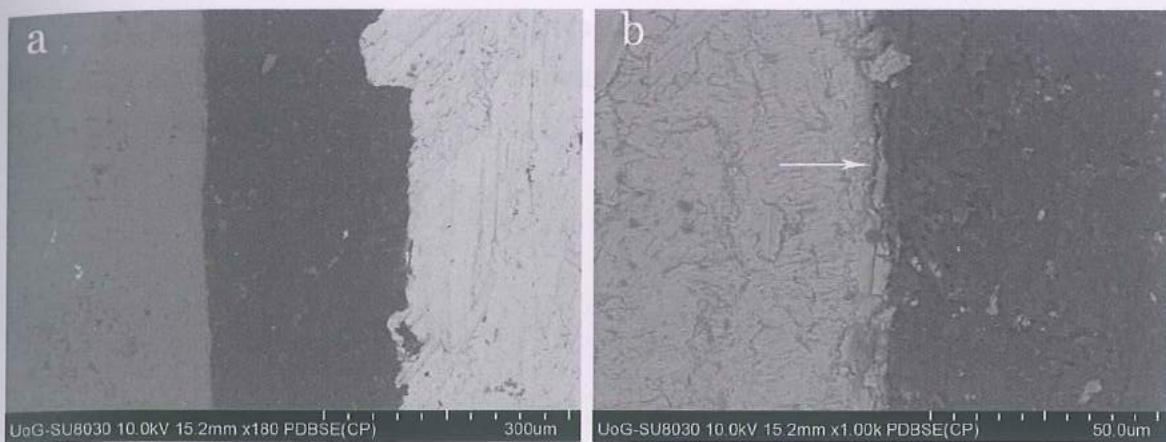
На овие микрофотографии (Слика 8) врската меѓу атхезивот и емајлот е идеална, додека во делот на ретенционата решетка кај металниот брекет се појавуваат пукнатини во самиот атхезив.



Слика 9. Микрофотографии на керамички брекет залепен со атхезив *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products , USA) (врзани 3 недели пред испитувањето).

На овие микрофотографии може да се види дека брекетот е одвоен од забот (Слика 9а) што најверојатно е резултат на траумата предизвикана при сепарацијата и подготовката на примероците, но фрактурната линија е во самиот атхезив што може да се забележи подобро на Слика 9б, каде на самиот брекет е останат еден тенок слој на атхезивот. На следните слики на поголемо зголемување прикажана е врската помеѓу атхезивот и емајлот, при што може да се забележи многу добро адаптирање на атхезивот врз емајлот без појава на микропростори.

Слика 9. Микрофотографии на керамички брекет залепен со атхезив *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products , USA) (врзани 3 недели пред испитувањето).



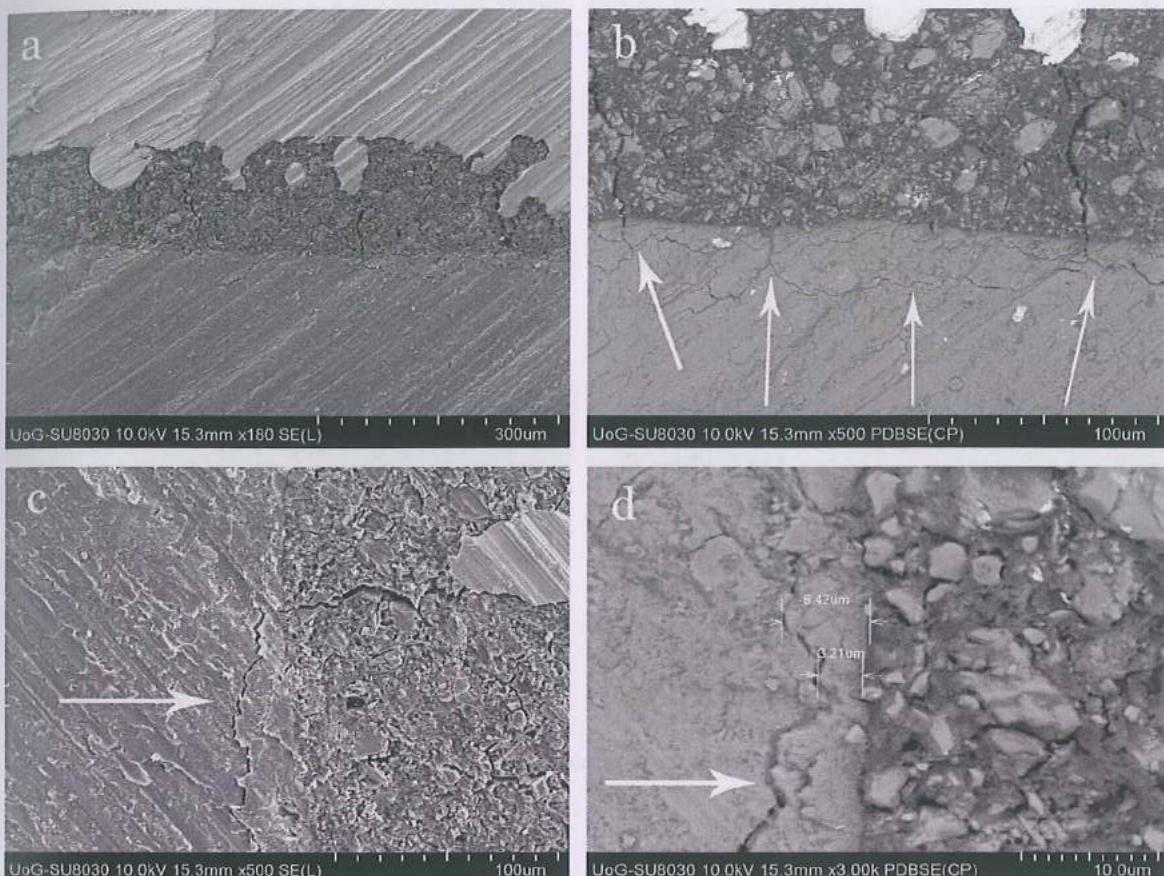
Слика 10. Микрофотографии на метален брекет залепен со атхезив *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (врзани 3 недели пред испитувањето)

Кај овие микрофотографии атхезивот е многу добро поврзан и за емајлот и со брекетот на другата страна, додека кај Слика 10b може да се примети микрофрактура на дел од емајлот кој е поврзан со атхезивот.



Слика 11. Микрофотографии на керамички брекет со атхезив *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (врзани 3 недели пред испитувањето)

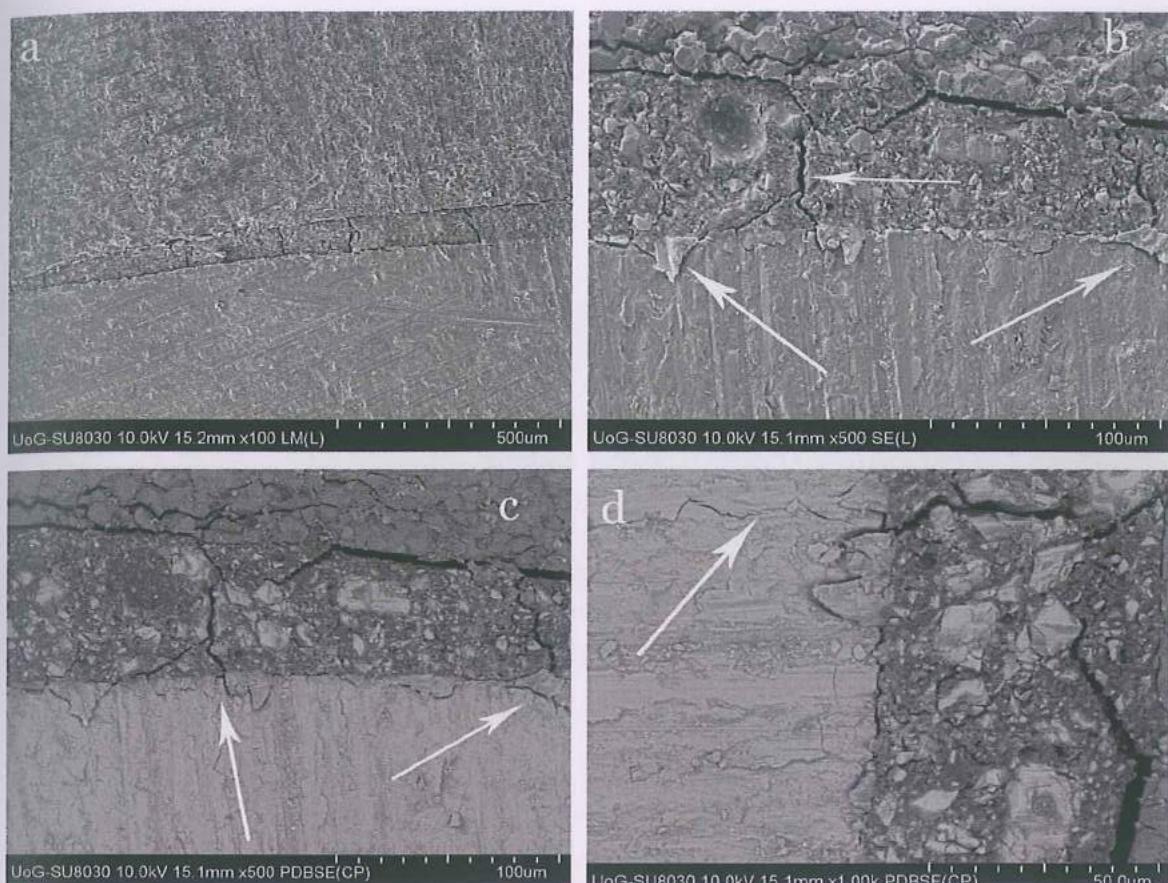
Кај овие микрофотографии (Слика 11b, c, d) се забележува микропукнатина која оди вдолж целата допирна површина меѓу атхезивот и емајлот, додека врската со керамичкиот брекет е добра.



Слика 12. Микрофотографии на метален брекет со атхезив Fuji Ortho LC (GC, Japan) (врзани 3 недели пред испитувањето)

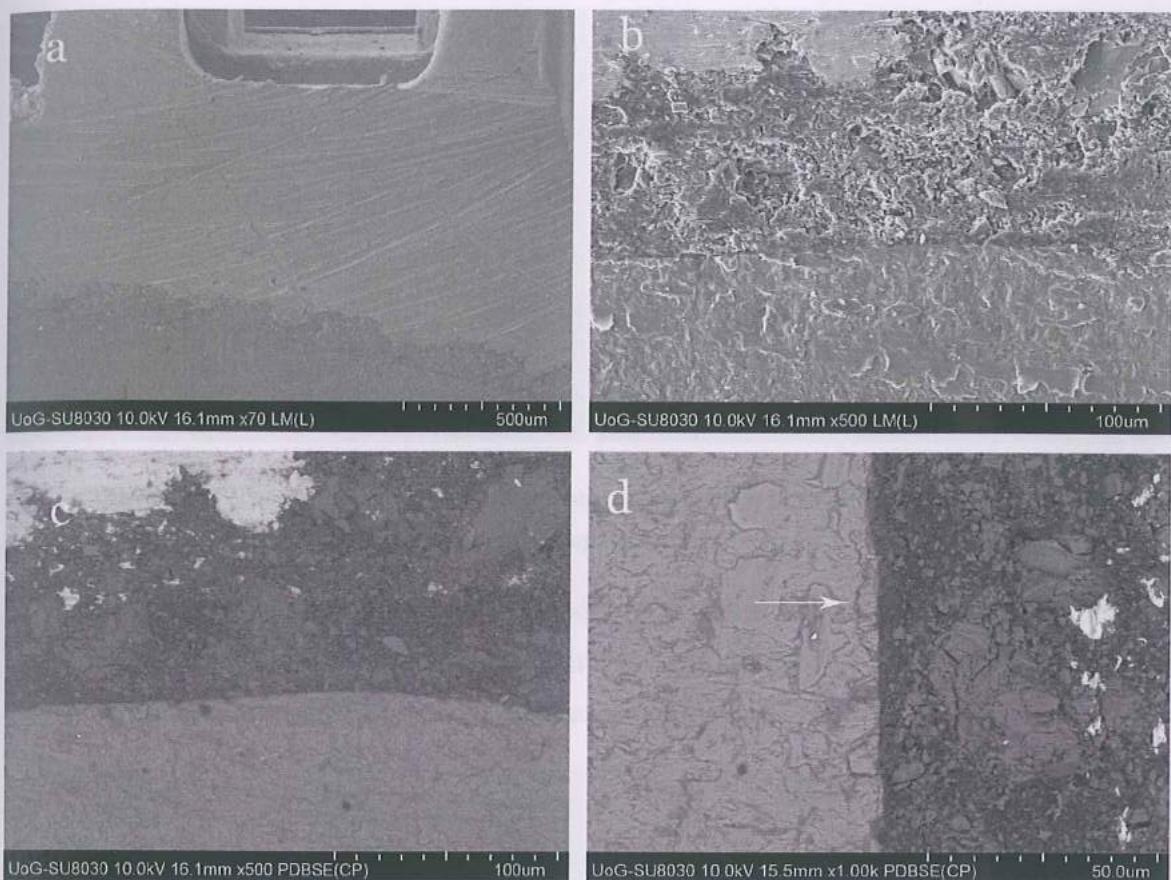
На Слика 12a, b, c може да се забележат пукнатини во самиот атхезив кои продираат до внатрешноста на емајлот, а тоа најдобро се гледа на Слика 12d каде на одреден сегмент е измерена и ширината на фрактурираниот дел од емајлот.

Врската со емајлот изгледа многу цврста, при што не се забележува никаков микропростор меѓу самиот атхезив и емајлот, додека од другата страна и врската меѓу атхезивот и брекетот изгледа добра.



Слика 13. Микрофотографии на керамички брекет со атхезив Fuji Ortho LC (GC, Japan) (врзани 3 недели пред испитувањето)

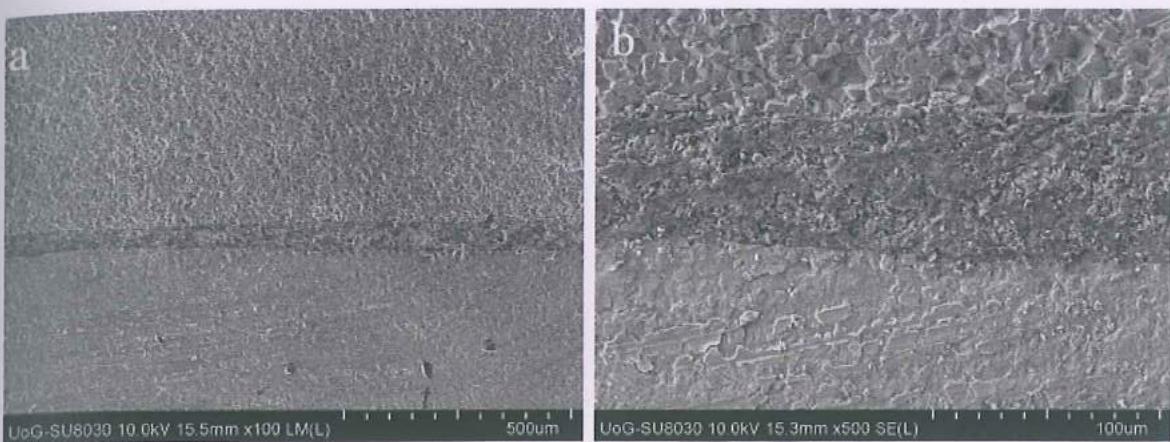
И на овие микрофотографии (Слика 13), исто како кај претходните се забележуваат микропукнатини во самиот атхезив кои продираат до внатрешноста на емајлот. Тоа укажува на многу цврста врска на овој вид на атхезив со емајлот. Врската меѓу атхезивот и керамичкиот брекет не е идеална при што се забележува микропростор меѓу нив.



Слика 14. Микрофотографии на метален брекет со атхезив *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products , USA) (врзани 2 недели пред испитувањето)

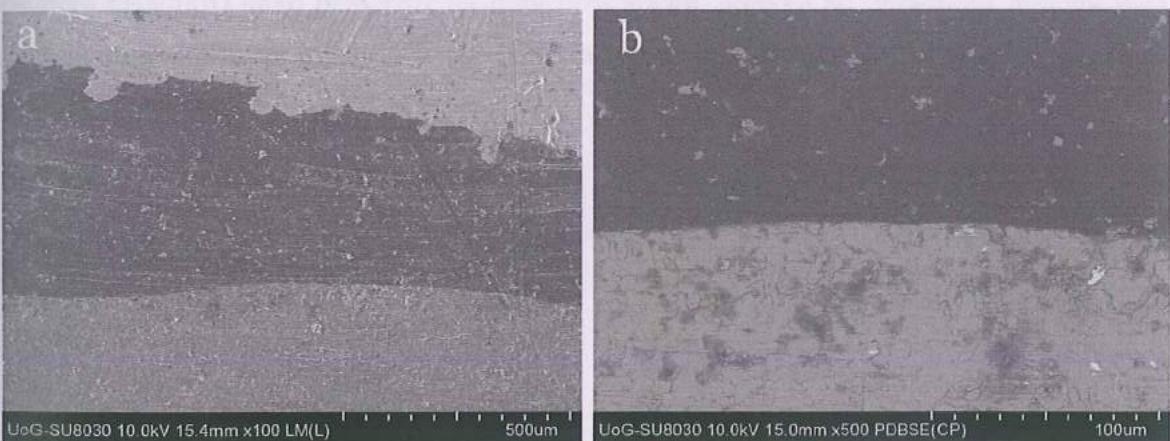
На овие микрофотографии (Слика 14) врската на атхезивот со емајлот и со брекетот во другата страна изгледа идеална без појава на никакви микропростори. На Слика 14d се забележува блага микропукнатина во внатрешноста на емајлот која сигурно е резултат на цврстата врска.

И на овие микрофотографии (Слика 15) се забележува тајната врска со врзувач за метални брекети *Orthodontic Bonding Agent Visible Light Curing* со врзането к брекетот без никакви микропростори кои имаат да вклучатат.



Слика 15. Микрофотографии на керамички брекет со атхезив *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products, USA) (врзани 2 недели пред испитувањето)

На Слика 15. се забележува цврстата и идеалната врска меѓу атхезивот *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products, USA) и емајлот, атхезивот и керамичкиот брекет без никакви микропростори.



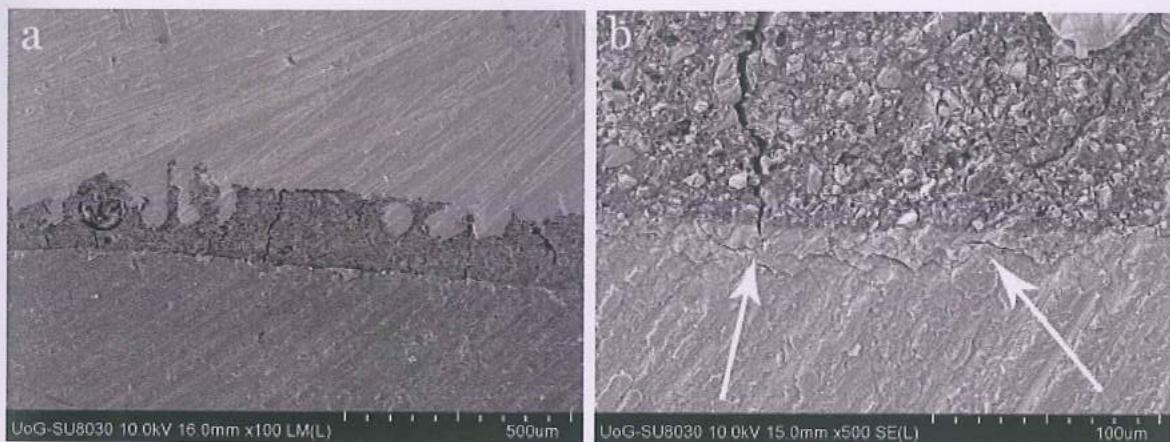
Слика 16. Микрофотографии на метален брекет залепен со атхезив *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (врзани 2 недели пред испитувањето)

И на овие микрофотографии (Слика 16) се забележува идеалната обострана врска меѓу атхезивот *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) со емајлот и брекетот без никакви микропростори по 2 недели од апликацијата.



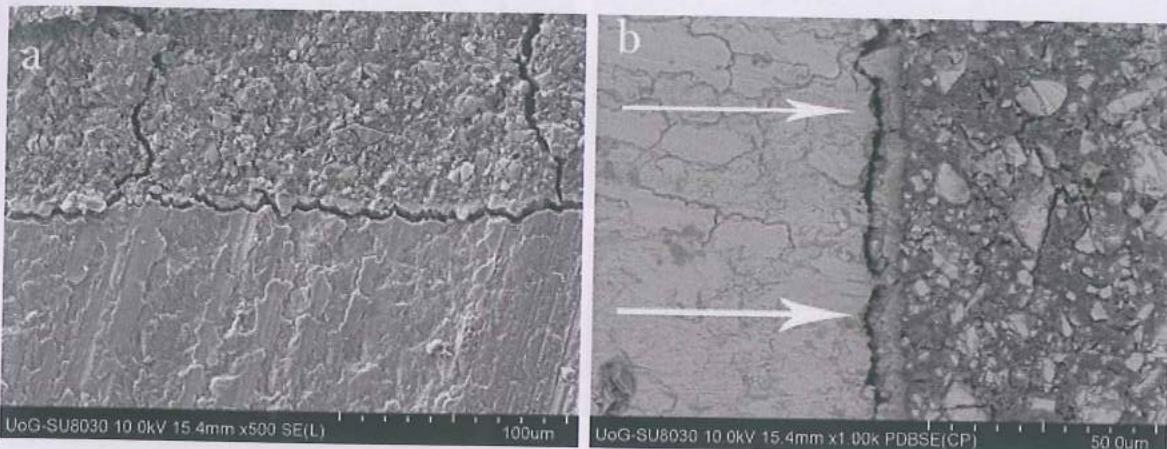
Слика 17. Микрофотографии на керамички брекет залепен со атхезив *Heliosit Orthodontic* (*Ivoclar Vivadent, Liechtenstein*) (врзани 2 недели пред испитувањето)

На овие микрофотографии врската меѓу атхезивот *Heliosit Orthodontic* (*Ivoclar Vivadent, Liechtenstein*) и емајлот во одредени сегменти е одлична, при што може да се забележат и пукнатини во внатрешноста на емајлот (Слика 17b, белите стрелки) како резултат на цврстата врска, додека во одредени делови има појава на микропростори меѓу нив (Слика 17b, жолта стрелка). Конечно, врската со брекетот изгледа добра.



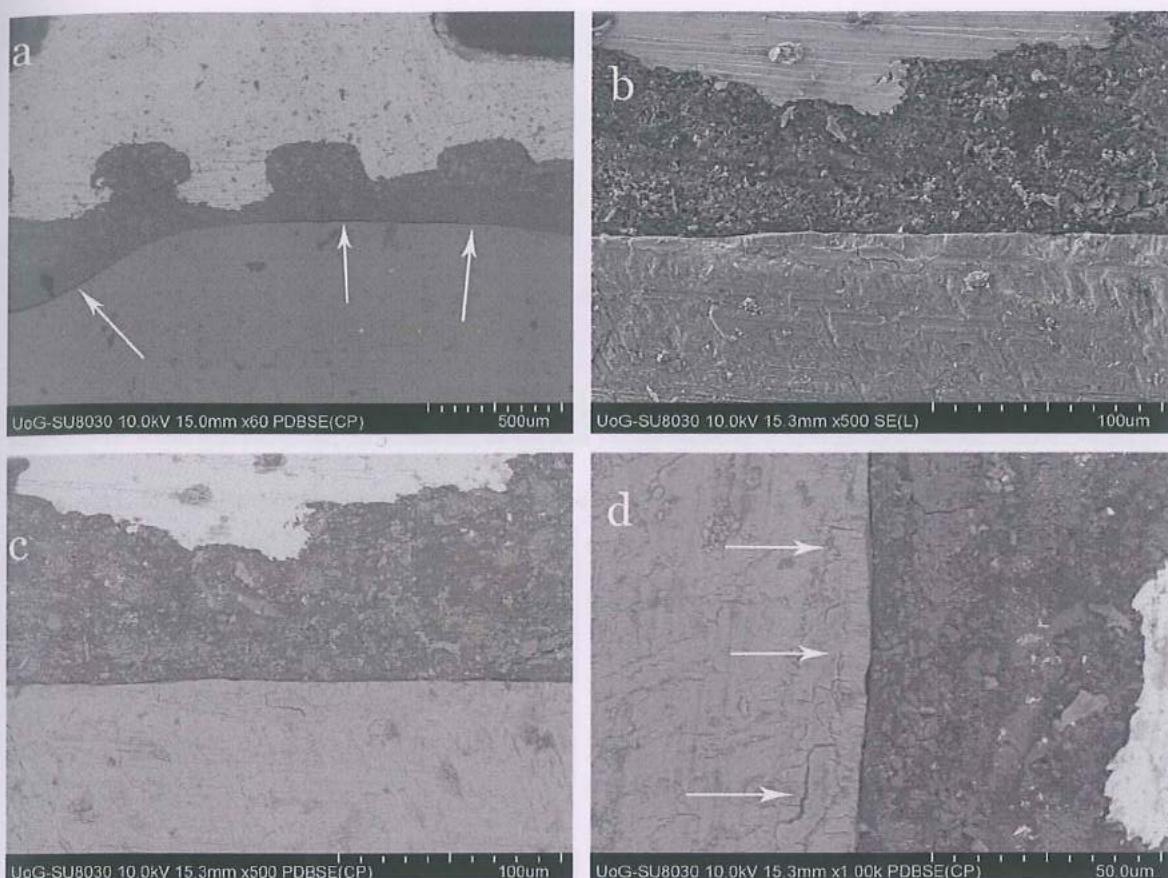
Слика 18. Микрофотографии на метален брекет со атхезив *Fuji Ortho LC* (GC, Јапан) (врзани 2 недели пред испитувањето)

На овие микрофотографии се забележуваат пукнатини во самиот атхезив Fuji Ortho LC (GC, Japan) кои продолжуваат и во внатрешноста на емајлот (Слика 18b). Врската меѓу атхезивот и емајлот изгледа добра, додека меѓу атхезивот и брекетот во одреден сегмент може да се забележи и појава на микропростори.



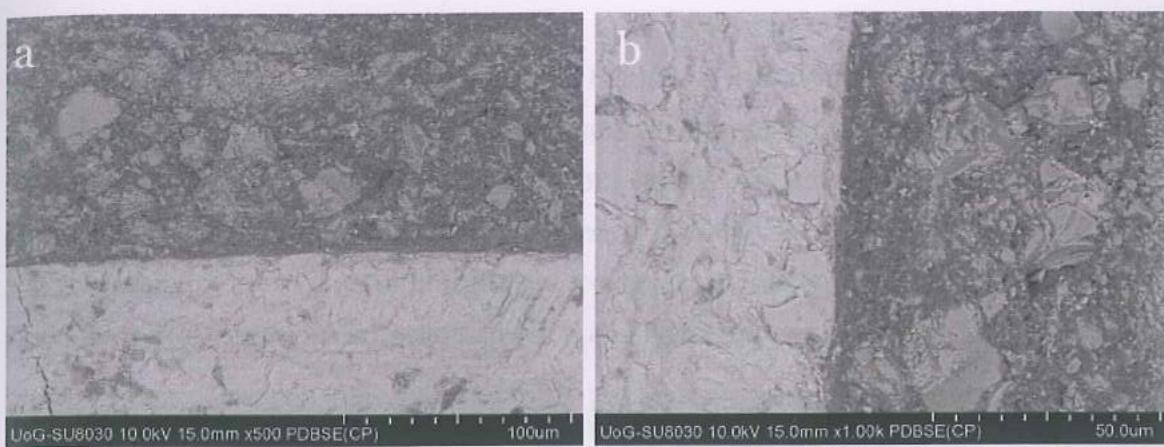
Слика 19. Микрофотографии на керамички брекет со атхезив Fuji Ortho LC (GC, Japan) (врзани 2 недели пред испитувањето)

На овие микрофотографии (Слика 19) многу јасно може да се забележат пукнатините во внатрешноста на самиот атхезив, но и јасната микрофактура вдолж целата површина на емајлот без прекин, при што фрактурираниот дел е многу цврсто поврзан со атхезивот и меѓу нив нема никакви микропростори.

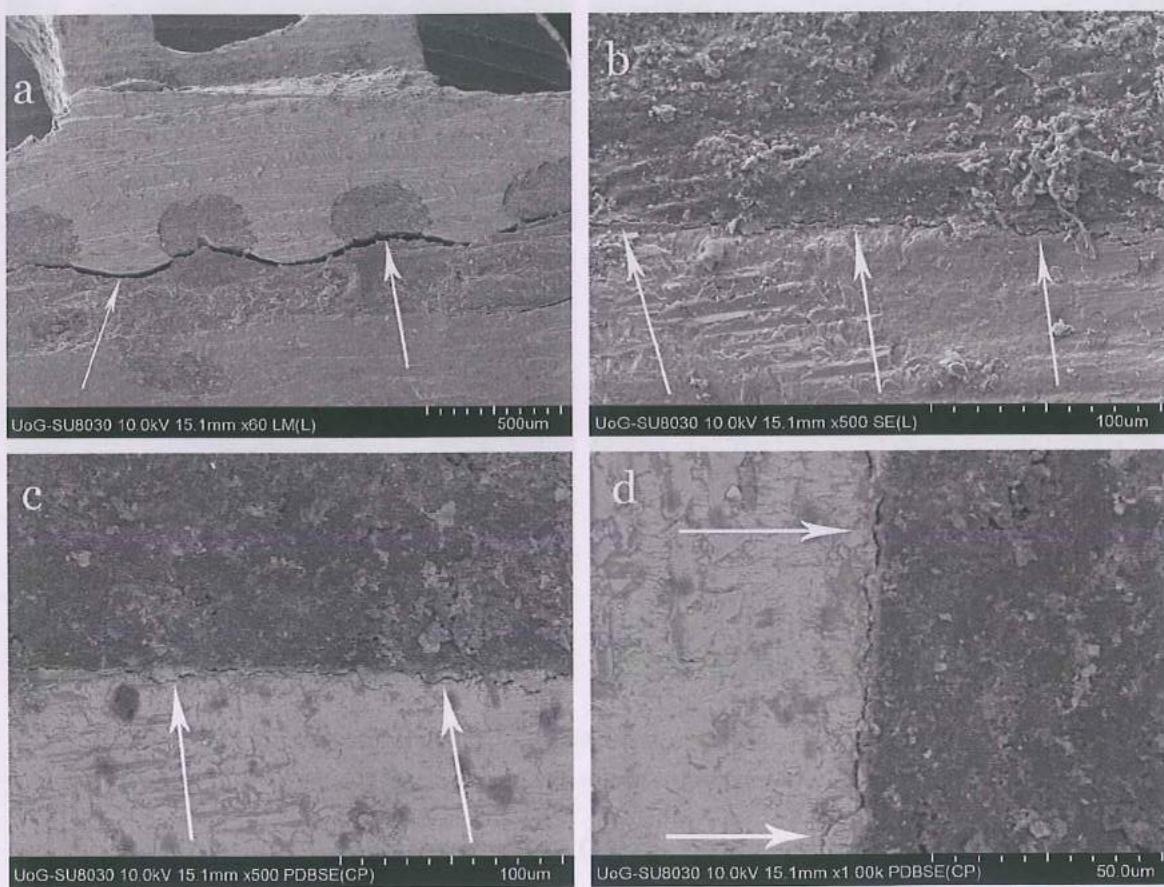


Слика 20. Микрофотографии на метален брекет со атхезив *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products , USA), (врзани 1 недела пред испитувањето)

На овие микрофотографии (Слика 20a) се забележуваат микропростори меѓу атхезивот *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products, USA) и емајлот во некои делови што не беше случај на овој атхезив во претходните групи, а во некои делови (Слика 20d) се забележуваат и пукнатини во внатрешноста на емајлот. Врската меѓу атхезивот и брекетот е многу добра.

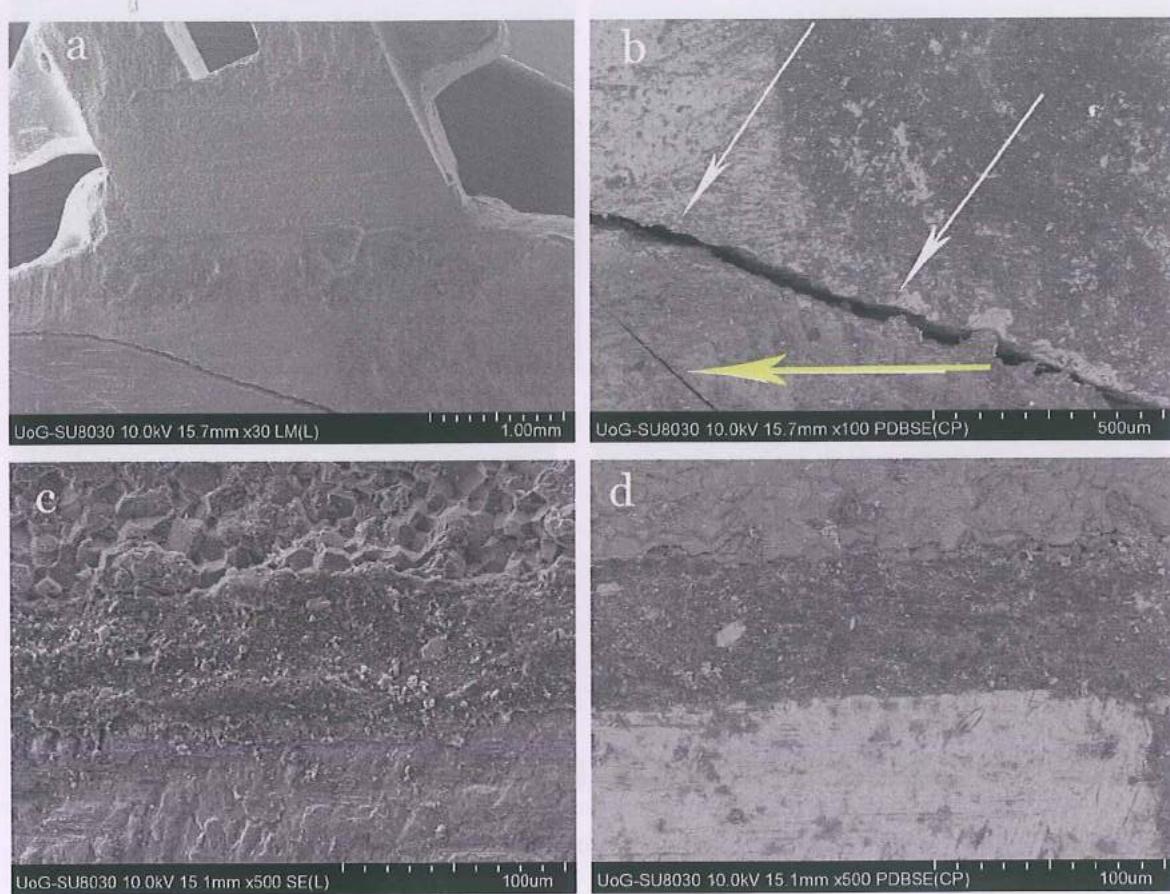


Слика 21. Микрофотографии на керамички брекет со атхезив *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products , USA), (врзани 1 недела пред испитувањето)



Слика 22. Микрофотографии на метален брекет со атхезив *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (врзани 1 недела пред испитувањето)

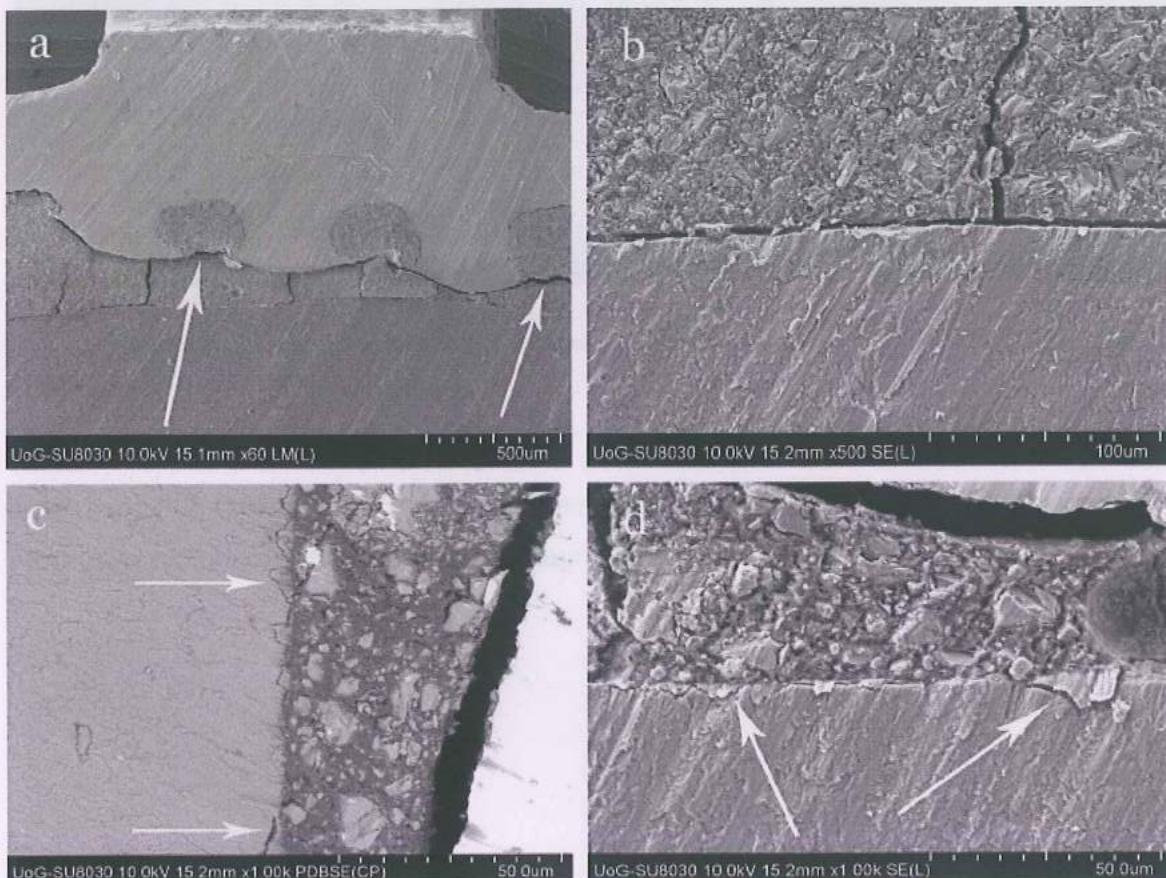
На следните микрофотографии се забележува јасна пукнатина во внатрешноста на самиот атхезив *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) која оди тангенционално вдолж надворешниот дел на ретенционата решетка на брекетот (Слика 22а), додека делот од атхезивот кој се наоѓа во внатрешниот дел на ретенционата решетка е добро врзан со брекетот. Врската меѓу атхезивот и емајлот не е идеална, со појава на јасна пукнатина во преод од атхезивот кон емајлот и во некои места и во внатрешноста на емајлот.



Слика 23. Микрофотографии на керамички брекет со атхезив *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (врзани 1 недела пред испитувањето)

На првите две микрофотографии (Слика 23) се забележува јасна пукнатина меѓу атхезивот и емајлот во делот што е сликан (Слика 23а, б), каде двете бели стрелки ја покажуваат таа пукнатина, додека жолтата стрелка покажува друга

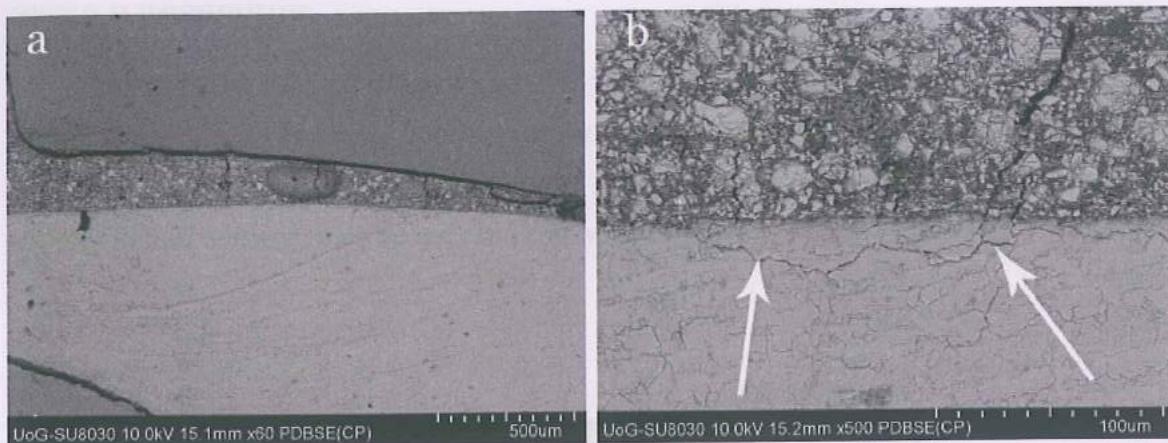
пукнатина во внатрешноста на забот која е преодот меѓу емајлот и дентинот и најверојатно настанала при инкубацијата и вакуумирањето на примероците. Во другите две микрофотографии (Слика 23с, d) се забележува добрата врска на атхезивот со брекетот и атхезивот со емајлот, но тука е сликан друг дел од примерокот, кој најверојатно е „одговорен“ што брекетот сè уште е на своето место.



Слика 24. Микрофотографии на метален брекет со атхезив Fuji Ortho LC (GC, Japan) (врзани 1 недела пред испитувањето)

На микрофотографиите на Слика 24. јасно се забележуваат многуте пукнатини во внатрешноста на атхезивот Fuji Ortho LC (GC, Japan), од кои некои продолжуваат во насока на емајлот при што може да се забележат и микрофрактури на самата површината на емајлот (Слика 24с, d), а јасно се забележува и пукнатина која оди тангенционално вдолж надворешниот дел на

ретенционата решетка на брекетот, што укажува на не идеална врска со брекетот (Слика 24а).

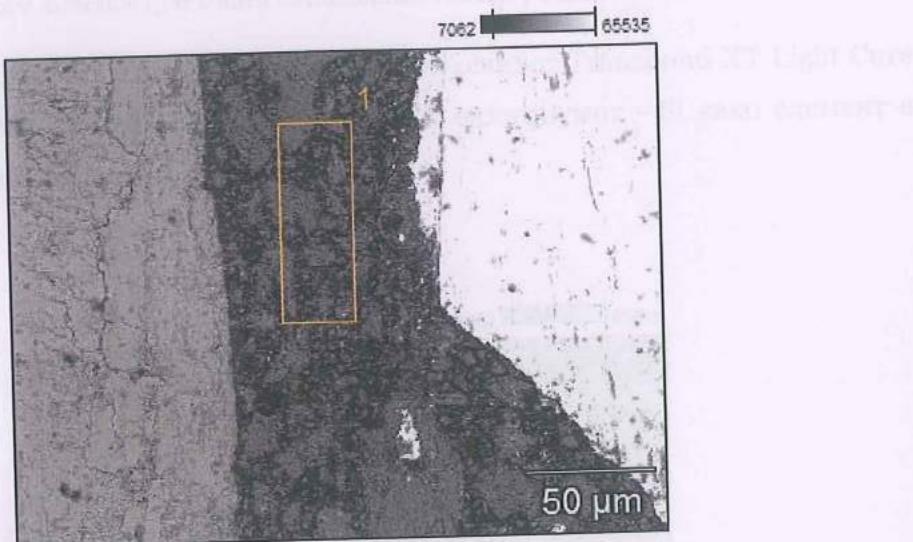


Слика 25. Микрофотографии на керамички брекет со атхезив Fuji Ortho LC (GC, Japan) (врзани 1 недела пред испитувањето)

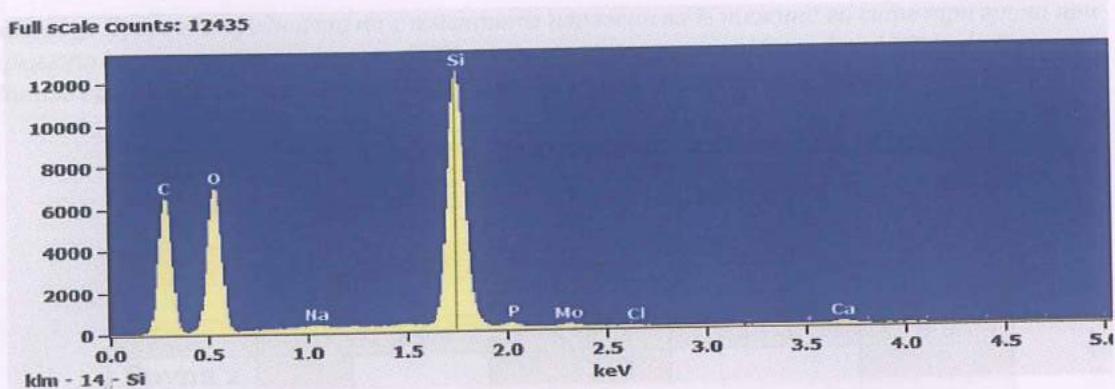
На дадените микрофотографии се забележува јасен микропростор меѓу атхезивот Fuji Ortho LC (GC, Japan) и брекетот (Слика 25а) и појава на фрактури во самиот атхезив кои продолжуваат во внатрешноста на емајлот (Слика 25б).

EDX (Energy dispersive analysis with X-rays) / Квалитативна енергетска анализа со X-зраци; Семиквантитативна EDX анализа на точки и површини

Во овој дел од резултатите, за секој тип на атхезив прикажана е анализа на точки и линиски скенови, дополнително, направена беше и семиквантитативна EDX анализа на одредена селектирана површина во самиот атхезив за да се одреди какви елементи се во составот на материјалот.

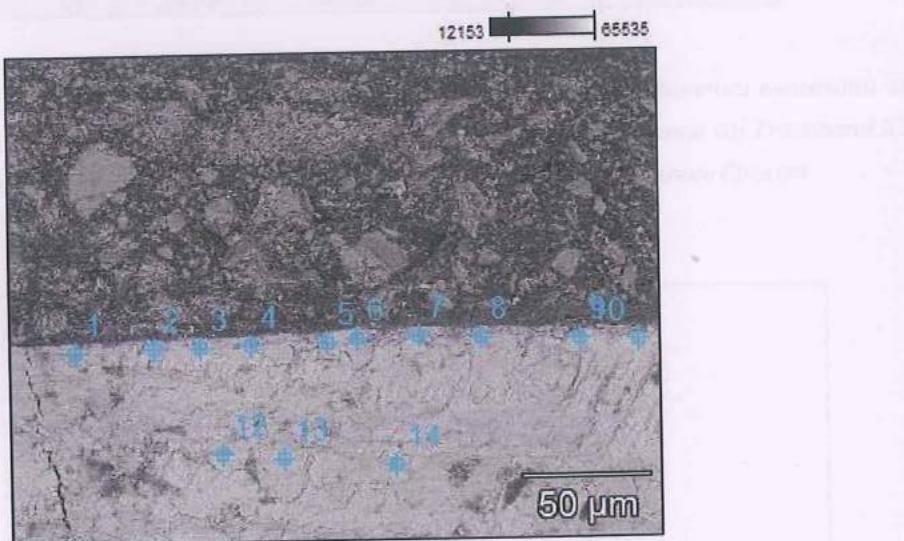


Слика 26. Селектирана површина на Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products , USA) за семиквантитативна EDX анализа



Графикон 2. Приказ на елементите пронајдени во селектираната површина на Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products , USA).

На Графиконот 2. се забележува дека во атхезивот Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products, USA), силициумот - Si како елемент е присутен во голем % од масата.

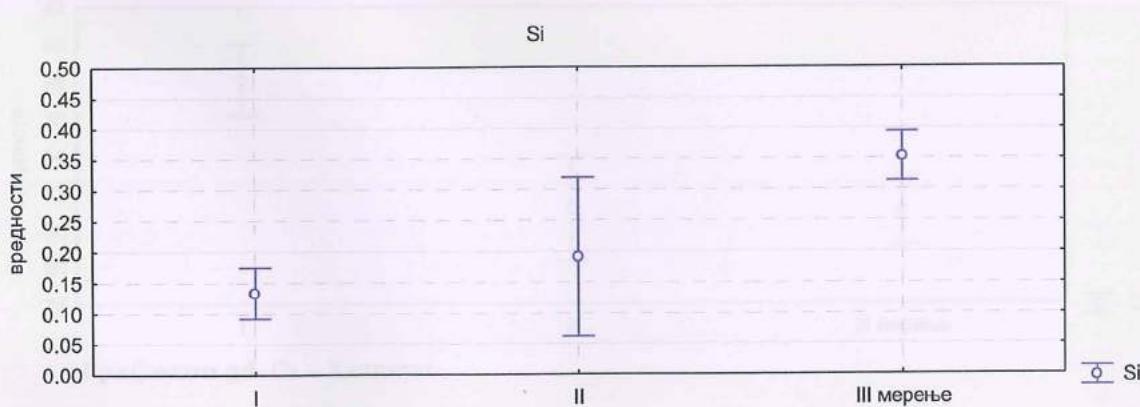


Слика 27. Распоредот на точките во емајл за семиквантитативна EDX анализа кај Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products , USA) бондиран за керамички брекет

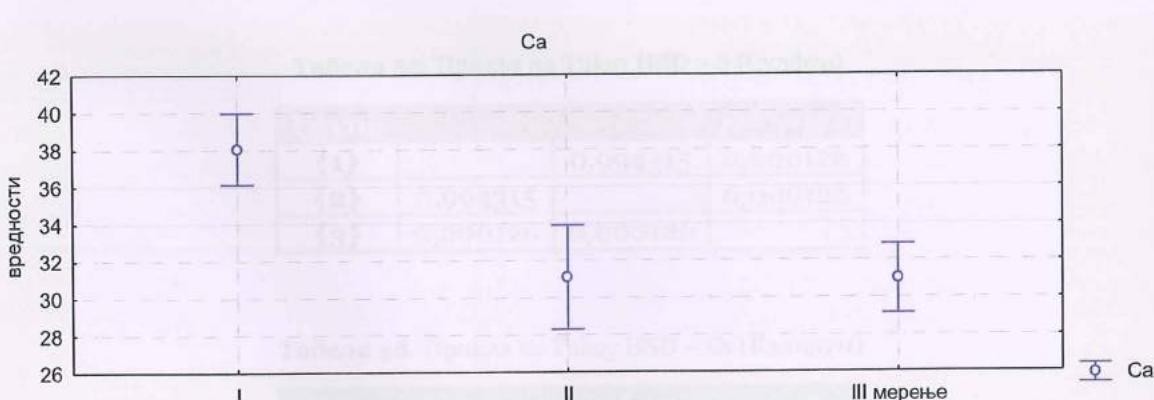
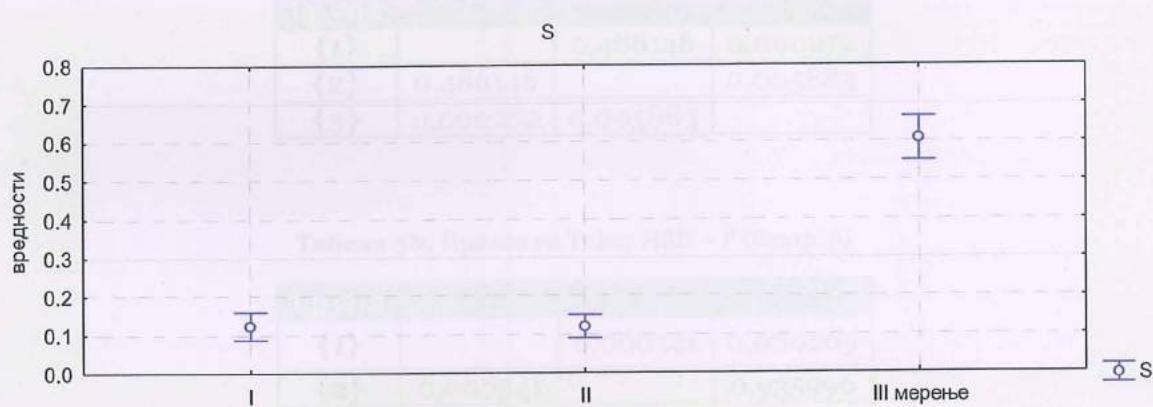
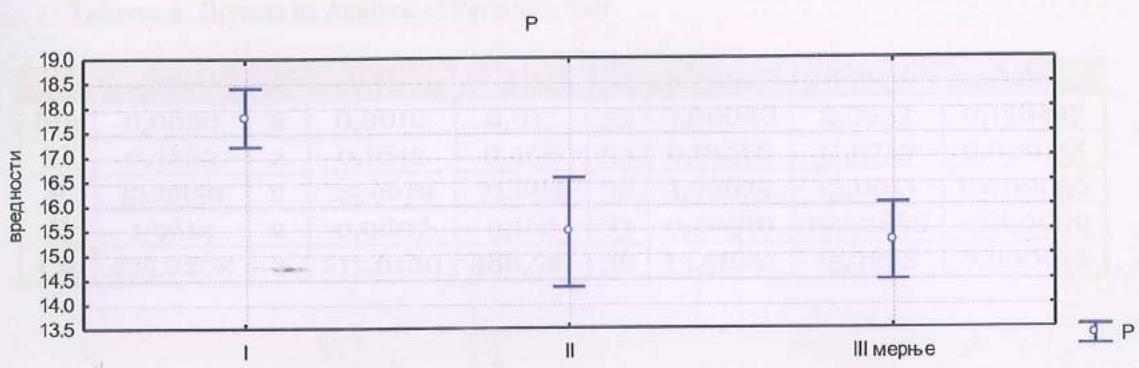
Табела 3. Просечни вредности на елементите изразени во % тежина во сите три групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точките кај Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products , USA) бондиран за керамички брекет

Група 1	број	просек	минимум	максимум	Стд.Дев
Mg	12	0,1	0,1	0,1	0,0
Si	12	0,1	0,1	0,3	0,1
P	13	17,8	16,1	19,6	1.0
S	13	0,1	0,0	0,2	0,1
Ca	13	38,1	33,6	44,8	3,2
Група 2					
Mg	13	0,1	0,1	0,1	0,0
Si	11	0,2	0,1	0,7	0,2
P	13	15,5	13,3	19,5	1,8
S	10	0,1	0,1	0,2	0,042
Ca	13	31,1	26,7	41,2	4,6
Група 3					
Mg	13	0,1	0,1	0,2	0,037
Si	13	0,4	0,2	0,4	0,1
P	13	15,3	13,3	18,3	1,3
S	13	0,6	0,5	0,8	0,1
Ca	13	31,0	27,3	38,5	3,1

Графикон 3. Графички прикази на просечните вредности на поединечни елементи во трите групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точките кај Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products , USA) бондиран за керамички брекет



Графикон 3а. Si – Силициум



Табела 4. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Mg	0,0020	2	0,0010	0,017	35	0,00048	2,0933	0,138447
Si	0,3283	2	0,1642	0,468	33	0,01418	11,5739	0,000155
P	51,9359	2	25,9679	71,883	36	1,99675	13,0051	0,000056
S	1,9614	2	0,9807	0,168	33	0,00510	192,2868	0,000000
Ca	425,2200	2	212,6100	486,591	36	13,51641	15,7298	0,000012

Табела 5а. Приказ на Tukey HSD – Si (Силициум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0,486146	0,000272
{2}	0,486146		0,005883
{3}	0,000272	0,005883	

Табела 5b. Приказ на Tukey HSD – P (Фосфор)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0,000541	0,000269
{2}	0,000541		0,935996
{3}	0,000269	0,935996	

Табела 5с. Приказ на Tukey HSD – S (Сулфур)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0,994315	0,000126
{2}	0,994315		0,000126
{3}	0,000126	0,000126	

Табела 5d. Приказ на Tukey HSD – Ca (Калциум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0,000193	0,000178
{2}	0,000193		0,996566
{3}	0,000178	0,996566	

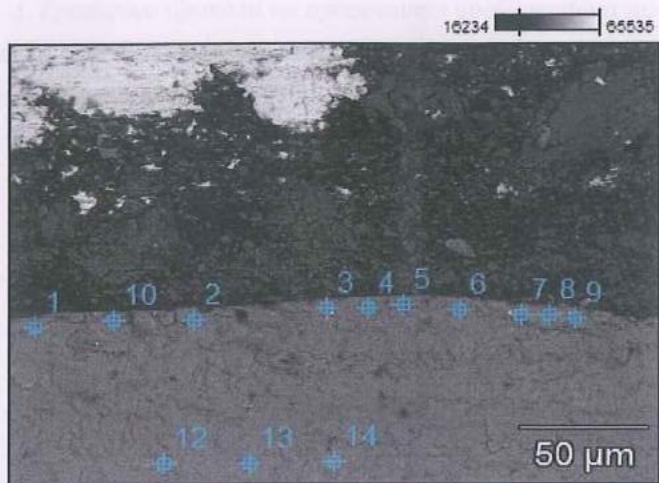
Просечната вредност на **Mg** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.0 , а во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.0 , и Група 3 (1 недела од врзување) 0.1 ± 0.003 (Таб 3). Според ANOVA тестот, разликата помеѓу трите мерења е статистички незначајна за $p > 0.05$ (Таб 4.)

Просечната вредност на **Si** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.1 , во Група 2 (2 недели од врзување) се покачува на 0.2 ± 0.2 , а Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.4 ± 0.1 (Таб 3. и Граф 3а). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000153$) (Таб 4.). Tukey HSD тест за **Si** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3; 2 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.000272$ и $p = 0.005883$) (Таб. 5а).

Просечната вредност на **P** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 17.8 ± 1.0 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 15.5 ± 1.8 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се намали на 15.3 ± 1.3 (Таб 3. и Граф 3б). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000056$) (таб 4.). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **P** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2 Група, 1 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.000126$) (Таб. 5б).

Просечната вредност на **S** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.1 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.042 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се покачува на 0.6 ± 0.1 (Таб 3. и Граф 3с). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000000$) (таб 4.). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **S** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2 Група, 2 vs 3 Група ($p = 0.000126$) (Таб 5с).

Просечната вредност на **Ca** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 38.1 ± 3.2 , во Група 2 (2 недели од врзување) 31.1 ± 4.6 , а во Група 3 (1 недела од врзување) ја достигнува вредноста на 31.0 ± 3.1 (таб 3. и граф 3д). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000000$) (Таб. 4.). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **Ca** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2 Група, 1 vs 3 Група ($p = 0.000193$, $p = 0.000178$) (Таб. 5д).

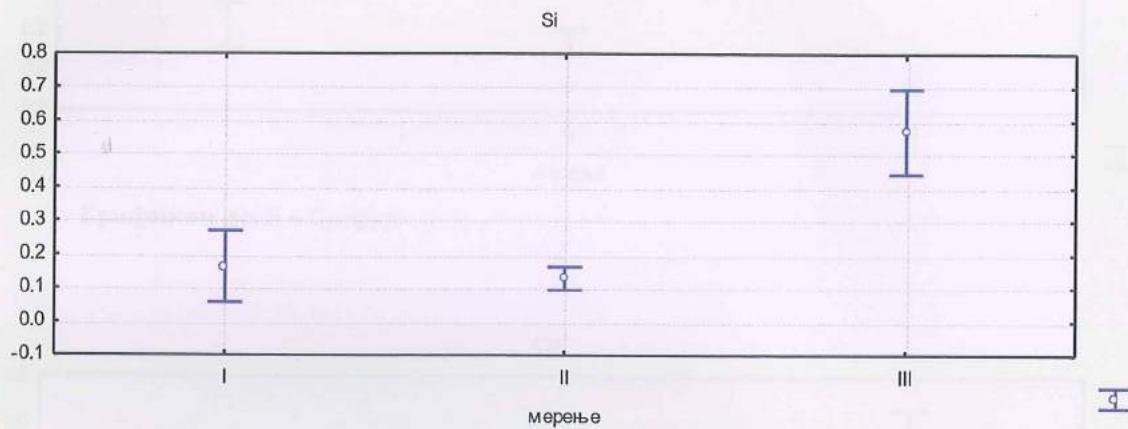


Слика 28. Распоред на точките во емајл за семиквантитативна EDX анализа кај Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products, USA) бондиран за метален брекет

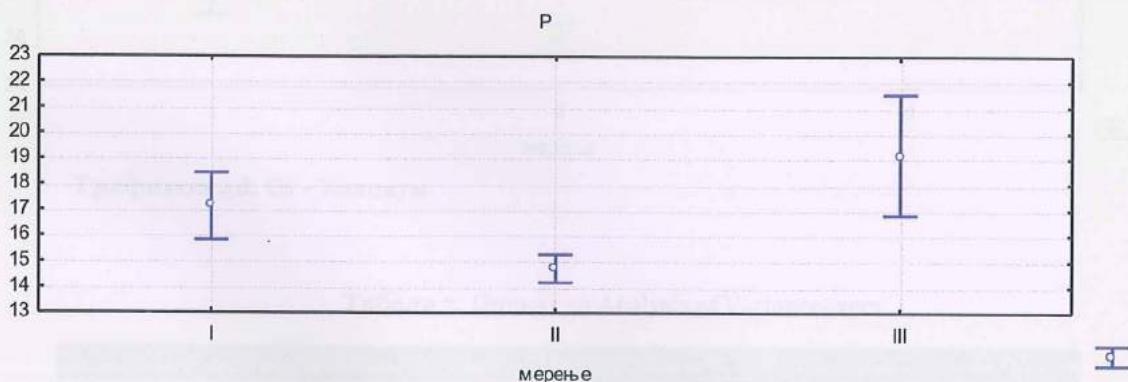
Табела 6. Просечни вредности на елементите изразени во % маса во сите три групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точки кај Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products , USA) бондиран за метален брекет

Група 1	Број	просек	минимум	максимум	Стд.Дев
Mg	12	0.1	0.1	0.1	0.0
Si	11	0.2	0.1	0.6	0.2
P	13	17.1	13.2	20.2	2.2
S	13	0.2	0.1	0.7	0.2
Ca	13	38.4	26.9	63.3	9.4
Група 2					
Mg	5	0.1	0.1	0.1	0.0
Si	10	0.1	0.1	0.2	0.0
P	13	14.7	13.3	16.7	0.9
S	8	0.2	0.1	0.3	0.1
Ca	13	30.4	27.0	35.8	2.4
Група 3					
Mg	13	0.09	0.0	0.1	0.03
Si	13	0.6	0.3	1.1	0.2
P	13	19.2	14.3	26.0	3.9
S	13	0.8	0.5	1.6	0.3
Ca	13	43.9	28.1	65.1	12.5

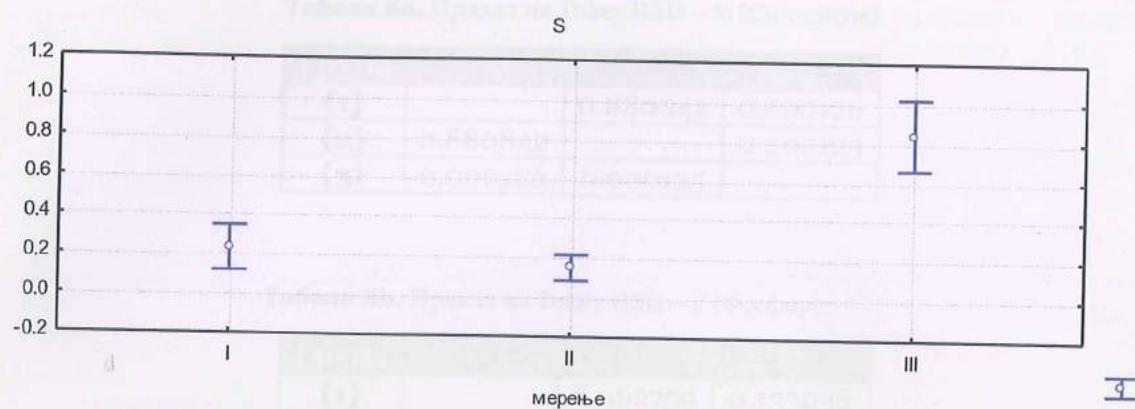
Графикон 4. Графички прикази на просечните вредности на поединечни елементи во трите групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точки кај Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products , USA) бондиран за метален брекет



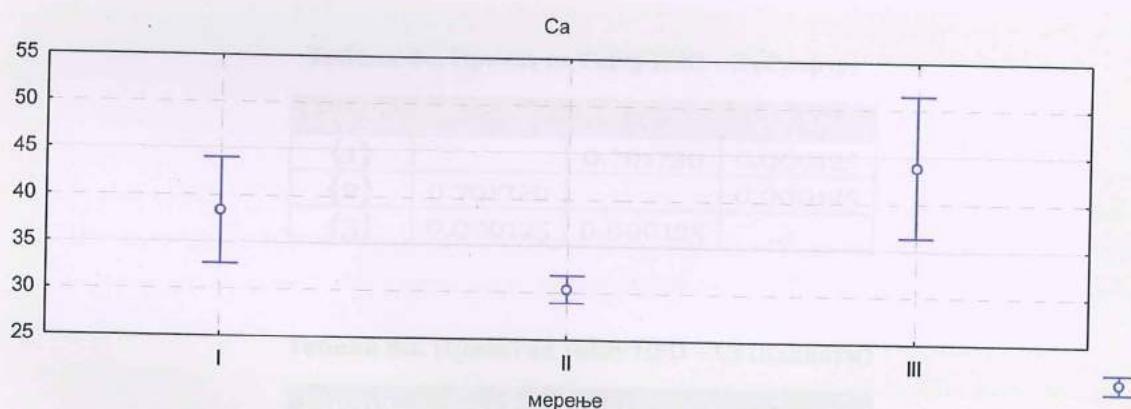
Графикон 4a. Si – Силициум



Графикон 4b. P – Фосфор



Графикон 4c. S – Сулфур



Графикон 4d. Ca – Калциум

Табела 7. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS		SS	df	MS	F	p
Mg	0.000	2	0.000		0.009	27	0.00034	0.63750	0.536384
Si	1.433	2	0.717		0.794	31	0.02562	27.97303	0.000000
P	128.357	2	64.179		247.302	36	6.86949	9.34258	0.000539
S	3.305	2	1.653		1.538	31	0.04963	33.30152	0.000000
Ca	1196.404	2	598.202		3018.852	36	83.85701	7.13359	0.002457

Табела 8а. Приказ на Tukey HSD – Si (Силициум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.880842	0.000126
{2}	0.880842		0.000125
{3}	0.000126	0.000125	

Табела 8б. Приказ на Tukey HSD – P (Фосфор)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.062759	0.133036
{2}	0.062759		0.000447
{3}	0.133036	0.000447	

Табела 8с. Приказ на Tukey HSD – S (Сулфур)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.701720	0.000125
{2}	0.701720		0.000125
{3}	0.000125	0.000125	

Табела 8д. Приказ на Tukey HSD – Ca (Калциум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.081261	0.286755
{2}	0.081261		0.001822
{3}	0.286755	0.001822	

Просечната вредност на **Mg** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.0 , а во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.0 , и Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.09 ± 0.003 (Таб. 6).

Просечната вредност на **Si** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.2 , во Група 2 (2 недели од врзување) опаѓа на 0.1 ± 0.0 , а во Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.6 ± 0.2 (Таб 6. и Граф. 4a). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000000$) (Таб. 7). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **Si** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3; 2 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.000126$ и $p = 0.000125$) (таб 8a).

Просечната вредност на **P** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 17.1 ± 2.2 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 14.7 ± 0.9 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се зголеми на 19.2 ± 3.9 (Таб. 6 и Граф. 4b). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000539$) (таб 7.). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **P** е сигнификантен помеѓу 2 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.000447$) (Таб. 8b).

Просечната вредност на **S** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.2 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.1 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се покачува на 0.8 ± 0.3 (Таб. 6 и Граф. 4c). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000000$) (Таб. 7.). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **S** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3 мерење, 2 vs 3 Група ($p = 0.000125$) (Таб. 8c).

Просечната вредност на **Ca** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 38.4 ± 9.4 , во Група 2 (2 недели од врзување) 30.4 ± 2.4 , а во Група 3 (1 недела од врзување) ја достигнува вредноста на 43.9 ± 12.5 (Таб 6. и Граф. 4d). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.002457$) (Таб 7.). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **Ca** е сигнификантен помеѓу 2 vs 3 Група ($p = 0.000125$) (Таб. 13д).

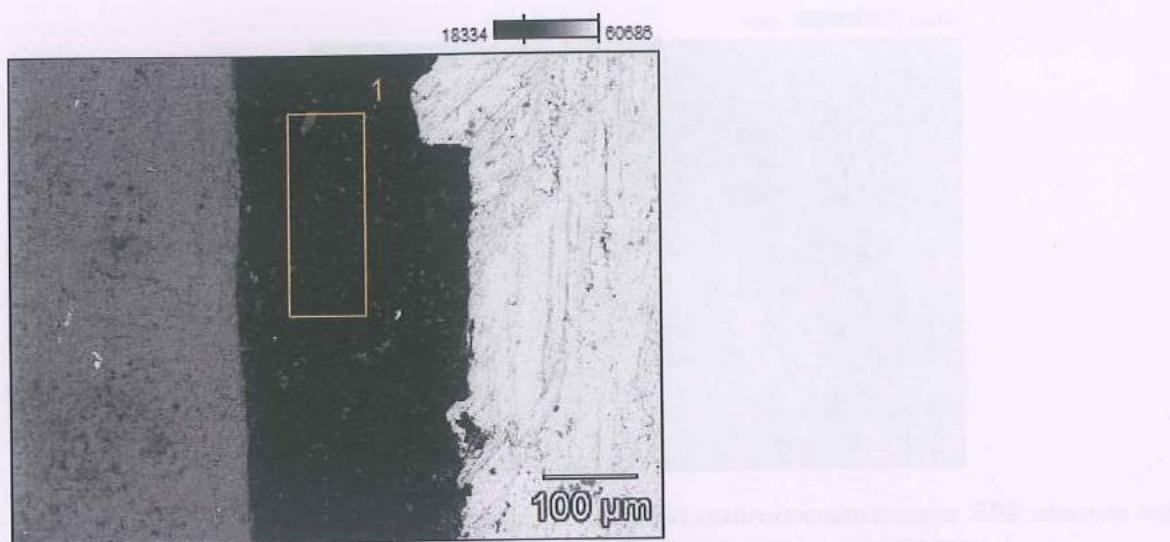
Табела 9. Приказ на t-тест за трите Групи на Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products , USA) бондиран за керамички и метален брекет

Групи	елемент	t-value	p
1	Si	-0,61551	0,544830
	P	1,01433	0,320543
	S	-1,96039	0,061658
	Ca	-0,11744	0,907488
2	Si	0,97289	0,342833
	P	1,28828	0,209930
	S	-1,06904	0,300913
	Ca	2,02991	0,628008
3	Si	-3,43511	0,001701
	P	-2,65338	0,002162
	S	-3,60227	0,013913
	Ca	2,02991	0,001430

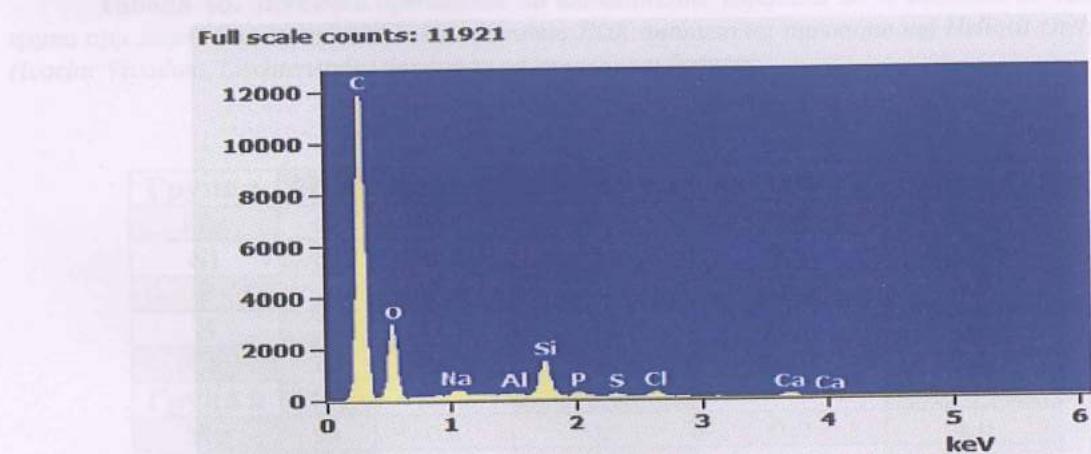
Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на елементите (Таб 3. и 6.) за атхезивот Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products, USA) бондиран за керамички и метален брекет, во Група 1 (3 недели од врзување) според t-тестот е статистички несигнификантна за $p>0.05$. Во Група 2 (2 недели од врзување) е статистички несигнификантна за $p>0.05$. Во Група 3 (1 недела од врзување) е статистички сигнификантна за $p<0.05$ за **Si, P, Ca** и **S** (таб 9.).

Состав на Трансбонд ХТ светлосно-полимеризирачки атхезив
3M Unitek Orthodontic Products (Transbond XT Light Cure Adhesive)

На граѓерите се забележувајќи на атхезивот Transbond Orthodontic, Силициум и Силикот - 50 %, арсенит и солфурит со уредба 5% никотин за да не се драгува елементот титан спојен во металниот систем, и тој мал % никотин не ќе драгува. Составот на Na и Cl е персистентноста на примерните во физиологички раствори.

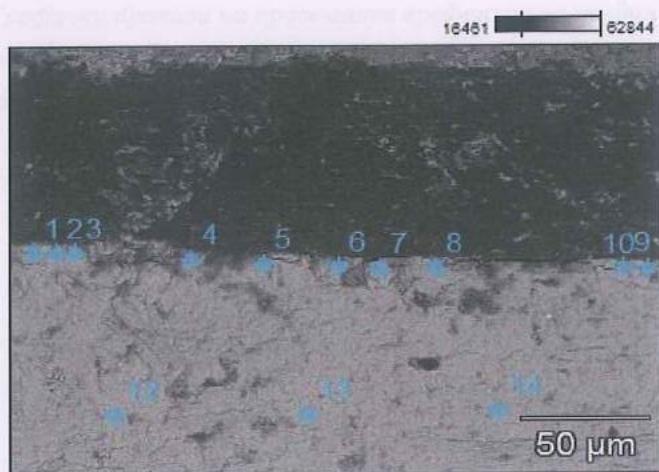


Слика 29. Селектирана површина на *Heliosit Orthodontic* (*Ivoclar Vivadent, Liechtenstein*) за семиквантитативна EDX анализа.



Графикон 5. Приказ на елементите пронајдени во селектираната површина на *Heliosit Orthodontic* (*Ivoclar Vivadent, Liechtenstein*).

На графиконот се забележува дека во атхезивот *Heliosit Orthodontic*, С - јаглеродот и Силиката - Si како елементи се присутни во голема % тежина во однос на другите елементи кои спаѓаат во неговиот состав и со мал % тежина на Al - алуминиум. Присуството на Na и Cl е поради чувањето на примероците во физиолошки раствор.

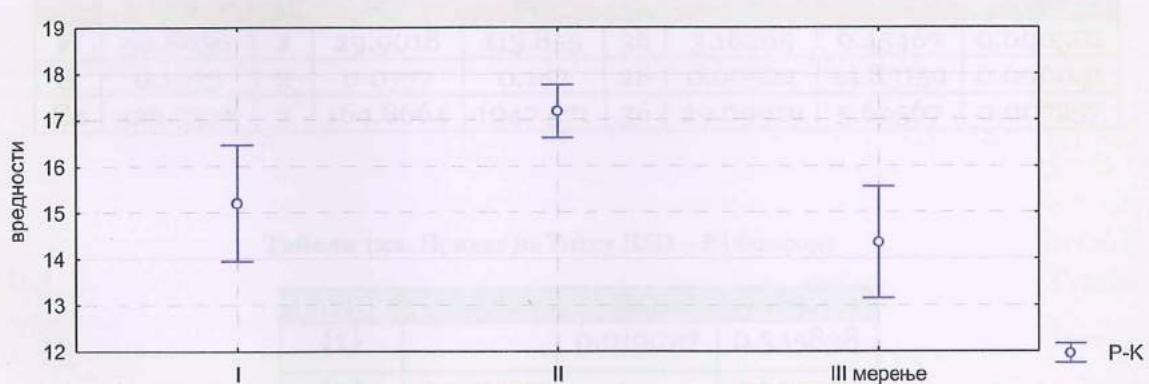
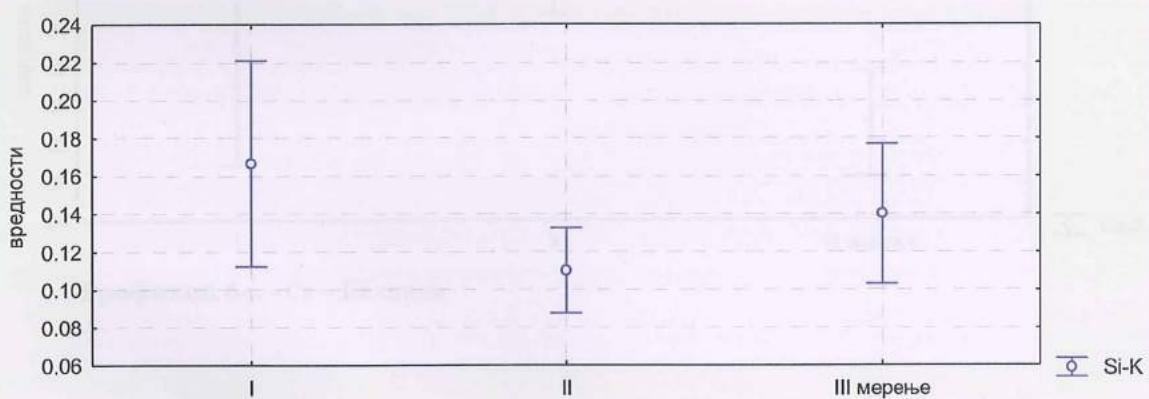
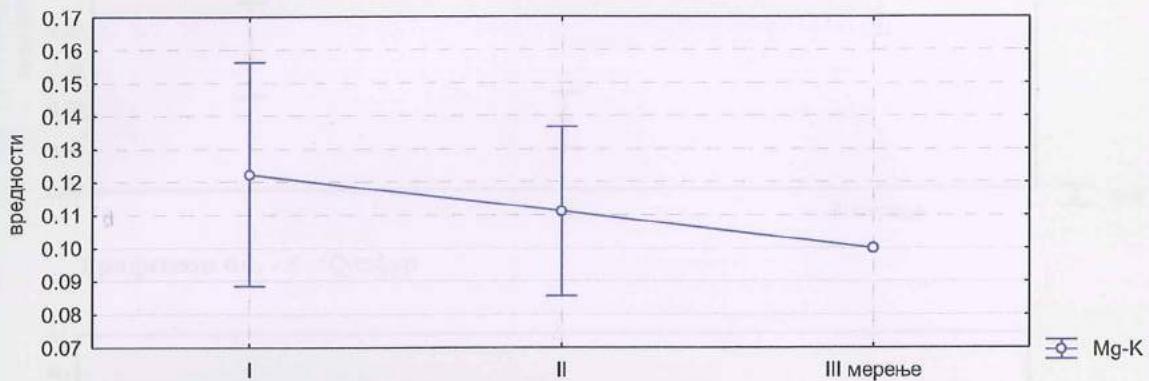


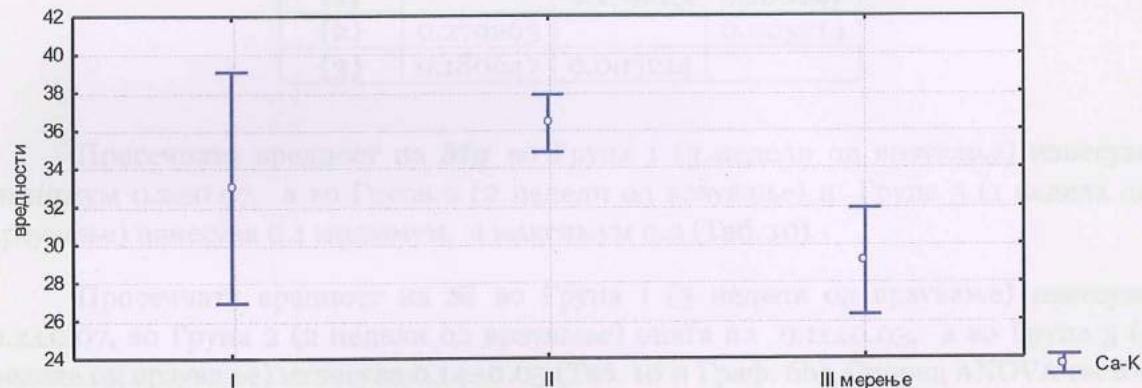
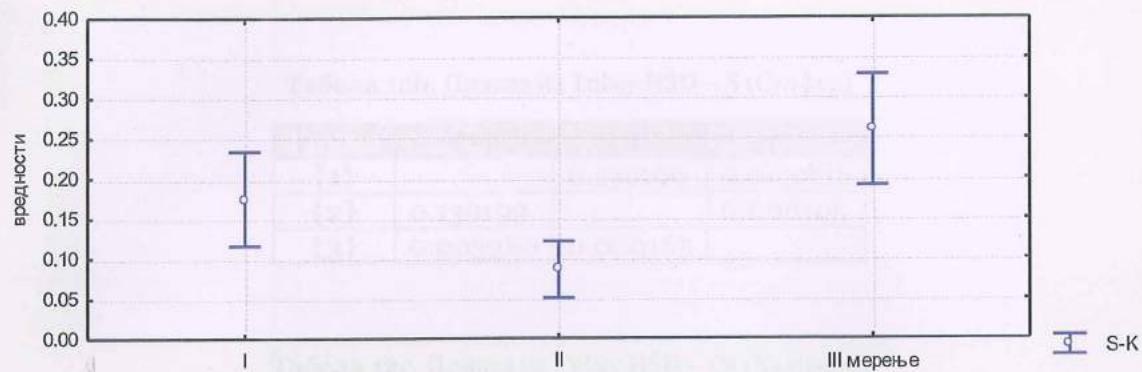
Слика 30. Распоредот на точките во емајл за семиквантитативна EDX анализа кај *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) бондиран за керамички брекет

Табела 10. Просечни вредности на елементите изразени во % тежина во сите три групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точките кај *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) бондиран за керамички брекет

Група 1	број	просек	минимум	максимум	Стд.Дев
Mg	12	0.1	0.1	0.2	0.0
Si	10	0.2	0.1	0.3	0.07
P	13	15.6	12.9	18.9	1.8
S	11	0.2	0.1	0.3	0.1
Ca	13	33.7	24.6	55.0	7.6
Група 2					
Mg	12	0.1	0.1	0.2	0.0
Si	13	0.1	0.1	0.2	0.0
P	13	17.6	15.8	23.6	1.9
S	7	0.1	0.0	0.1	0.0
Ca	13	37.0	32.8	48.10	3.9
Група 3					
Mg	13	0.1	0.1	0.1	0.0
Si	13	0.1	0.1	0.2	0.1
P	13	14.6	12.1	18.4	1.6
S	13	0.3	0.1	0.4	0.1
Ca	13	29.8	24.1	38.7	3.8

Графикони 6. Графички прикази на просечните вредности на поединечни елементи во прите групи при меренето на семиквантитативна EDX анализа на точките кај Heliosit Orthodontic (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) бондиран за керамички брекет





Табела 11. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
P	59.8036	2	29.9018	113.855	36	3.16265	9.45467	0.000501
S	0.1553	2	0.0777	0.147	28	0.00524	14.83159	0.000041
Ca	329.7328	2	164.8664	1047.571	36	29.09919	5.66567	0.007257

Табела 12а. Приказ на Tukey HSD – P (Фосфор)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.019027	0.345838
{2}	0.019027		0.000499
{3}	0.345838	0.000499	

Табела 12b. Приказ на Tukey HSD – S (Сулфур)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.139199	0.003386
{2}	0.139199		0.000165
{3}	0.003386	0.000165	

Табела 12c. Приказ на Tukey HSD – Ca (Калциум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.279263	0.180647
{2}	0.279263		0.005214
{3}	0.180647	0.005214	

Просечната вредност на **Mg** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува минимум 0.2 ± 0.07 , а во Група 2 (2 недели од врзување) и Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.1 минимум, а максимум 0.2 (Таб. 10).

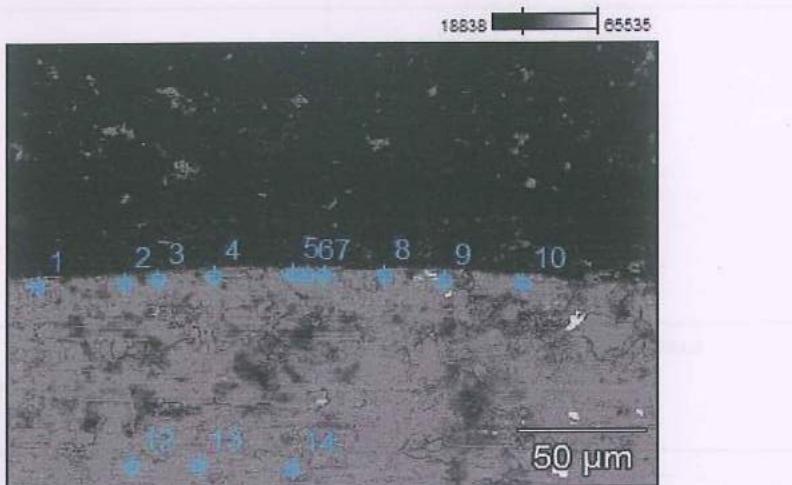
Просечната вредност на **Si** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.07 , во Група 2 (2 недели од врзување) опаѓа на 0.11 ± 0.03 , а во Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.14 ± 0.05 (Таб. 10 и Граф. 6b). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички незначајна за $p > 0.05$ ($p = 0.084577$).

Просечната вредност на **P** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 15.6 ± 1.8 , во Група 2 (2 недели од врзување) се покачува на 17.6 ± 0.8 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се намалува на 14.6 ± 1.6 (Таб. 10 и Граф. 6c). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000501$) (Таб. 11). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **P** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2; 2 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.019027$ и $p = 0.000499$) (Таб. 12a).

Просечната вредност на **S** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.1 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.1, а во Група 3 (1 недела од врзување) се покачува на 0.3 ± 0.1 (Таб. 10 и Граф. 6d). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000041$) (Таб. 11). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **S** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3 Група и 2 vs 3 за $p < 0.05$ ($p = 0.003386$, $p = 0.000165$) (Таб. 12b).

Просечната вредност на **Ca** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 33.7 ± 7.6 , во Група 2 (2 недели од врзување) се покачува на 37.0 ± 3.9 , а во Група 3 (1 недела од врзување) ја достигнува најниската вредност на 29.8 ± 3.8 (Таб. 10 и

Граф. 6e). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p=0.007257$) (Таб. 11). Post hoc тест- Tukey HSD тест за Ca е сигнификантен помеѓу 2 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p=0.005214$) (Таб. 12c).

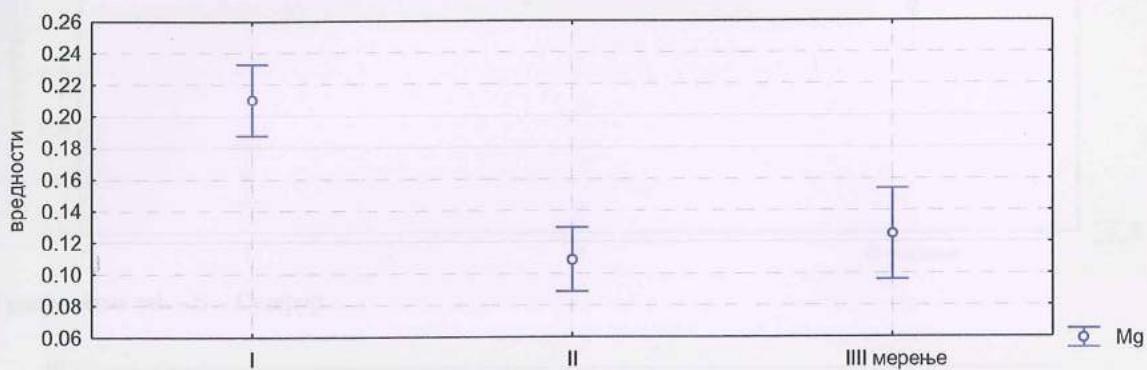


Слика 31. Распоред на точките во емајл за семиквантивитативна EDX анализа кај *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) бондиран за метален брекет

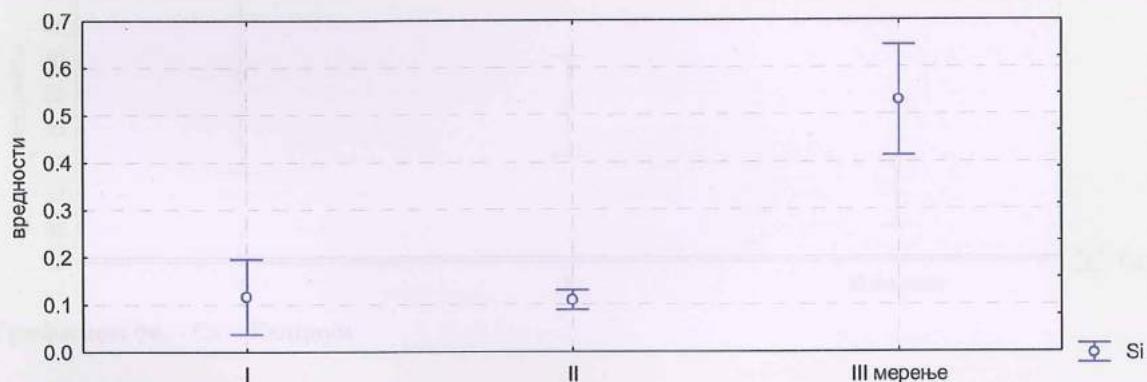
Табела 13. Просечни вредности на елементите изразени во % маса во сите три групи при мерењето на семиквантивитативна EDX анализа на точките кај *Heliosit Orthodontic* (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) бондиран за метален брекет

Група 1	број	просек	минимум	максимум	Стд.Дев
Mg	10	0.2	0.2	0.3	0.0
Si	6	0.1	0.0	0.2	0.1
P	10	18.6	15.7	23.8	2.7
S	5	0.2	0.1	0.3	0.1
Ca	10	39.1	29.4	53.9	8.0
Група 2					
Mg	11	0.1	0.1	0.2	0.0
Si	11	0.1	0.1	0.2	0.0
P	13	17.9	14.5	20.9	2.03
S	4	0.1	0.1	0.1	0.0
Ca	13	37.2	29.1	46.4	4.9
Група 3					
Mg	12	0.1	0.1	0.2	0.1
Si	13	0.5	0.2	0.9	0.2
P	13	16.1	11.2	19.8	2.4
S	13	0.8	0.2	1.3	0.3
Ca	13	33.7	21.8	44.0	6.1

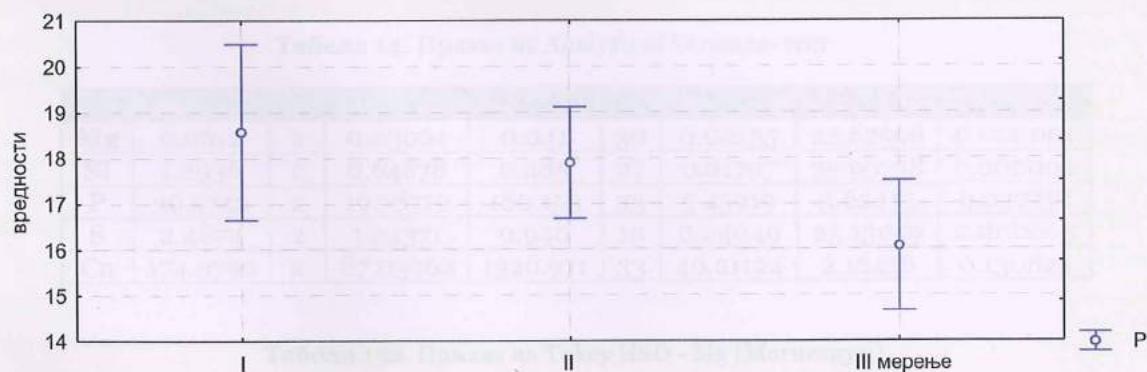
Графикони 7. Графички прикази на просечните вредности на поединечни елементи во трите групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точки кај *Heliosit Orthodontic* (*Ivoclar Vivadent, Liechtenstein*) бондиран за метален брекет



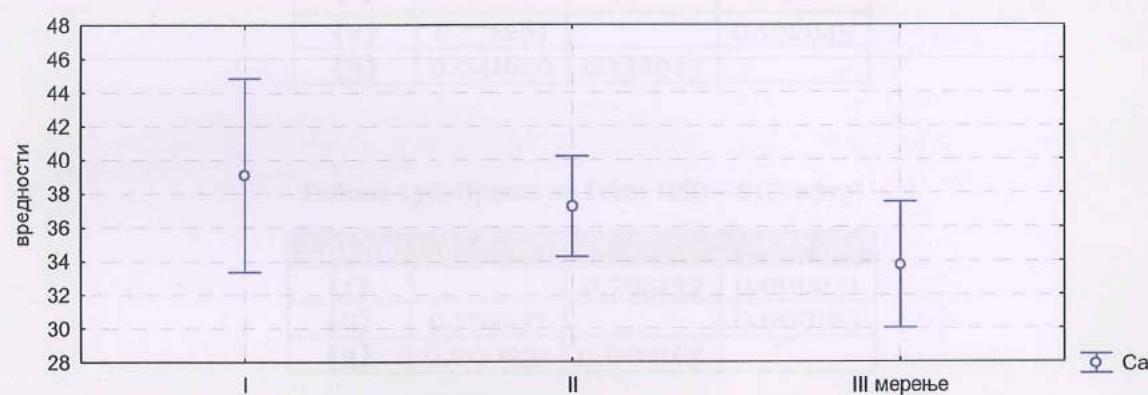
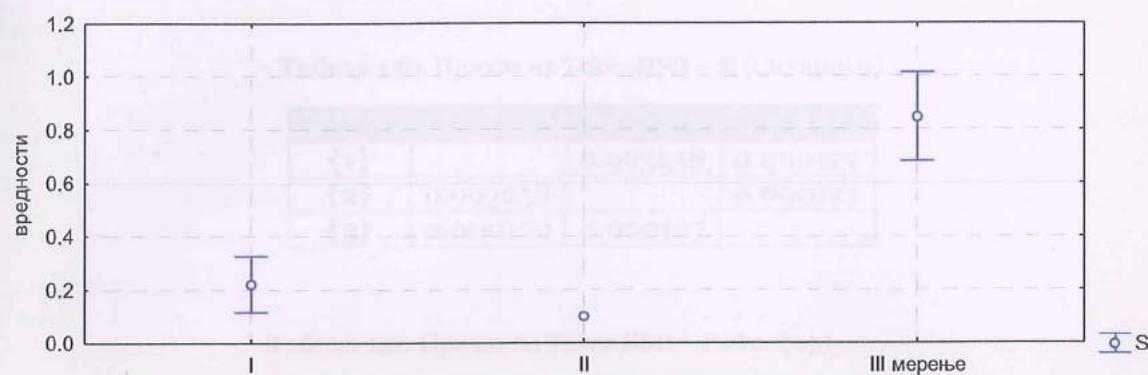
Графикон 7a. Mg – Магнезиум



Графикон 7b. Si – Силициум



Графикон 7c. - P – Фосфор



Табела 14. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Mg	0.0612	2	0.03061	0.041	30	0.00135	22.62598	0.000001
Si	1.2936	2	0.64678	0.485	27	0.01797	35.99738	0.000000
P	39.5742	2	19.78710	180.153	33	5.45919	3.62455	0.037758
S	2.4874	2	1.24371	0.940	19	0.04949	25.13059	0.000005
Ca	174.0792	2	87.03962	1326.971	33	40.21124	2.16456	0.130825

Табела 15а. Приказ на Tukey HSD - Mg (Магнезиум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.000122	0.000138
{2}	0.000122		0.560417
{3}	0.000138	0.560417	

Табела 15b. Приказ на Tukey HSD – Si (Силициум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.993258	0.000129
{2}	0.993258		0.000127
{3}	0.000129	0.000127	

Табела 15c. Приказ на Tukey HSD – P (Фосфор)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.771281	0.041626
{2}	0.771281		0.132945
{3}	0.041626	0.132945	

Табела 15d. Приказ на Tukey HSD – S (Сулфур)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.705137	0.000231
{2}	0.705137		0.000169
{3}	0.000231	0.000169	

Просечната вредност на **Mg** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.0 , во Група 2 (2 недели од врзување) 0.1 ± 0.0 , и во Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.1 ± 0.01 (Таб. 13 и Граф. 7a). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000001$) (Таб. 14). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **Mg** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2; 1 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.000122$ и $p = 0.000138$) (Таб. 15a).

Просечната вредност на **Si** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.1 , во Група 2 (2 недели од врзување) опаѓа на 0.1 ± 0.0 , а во Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.5 ± 0.02 (Таб. 13 и Граф. 7b). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.00000$) (Таб. 14). Tukey HSD тест за **Si** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2; 2 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.000129$ и $p = 0.000127$) (Таб. 15b).

Просечната вредност на **P** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 18.6 ± 2.7 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 17.9 ± 2.03 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се намали на 16.1 ± 2.4 (Таб. 13 и Граф. 7c). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p < 0.05$

($p=0.037758$) (Таб. 14). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **P** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3 Група за $p<0.05$ ($p=0.041626$) (Таб. 15c).

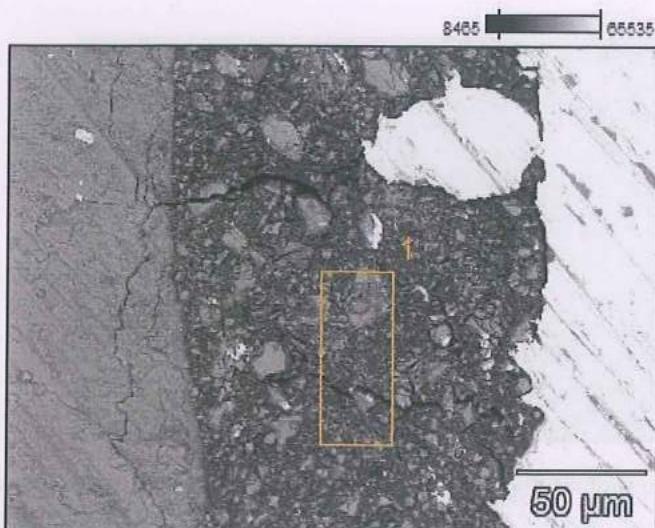
Просечната вредност на **S** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.1 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.1, а во Група 3 (1 недела од врзување) се покачува на 0.8 ± 0.3 (Таб. 13 и Граф. 7 d). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p<0.05$ ($p=0.000005$) (Таб. 14). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **S** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3 Група и помеѓу 2 vs 3 за $p<0.05$ ($p=0.000231$, $p=0.000169$) (Таб. 15d).

Просечната вредност на **Ca** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.9 ± 0.2 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.8 ± 0.1 , а во Група 3 (1 недела од врзување) ја достигнува вредност на 1.0 ± 0.6 (Таб. 13 и Граф. 7e). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите мерења е статистички незначајна за $p>0.05$ (Таб. 14).

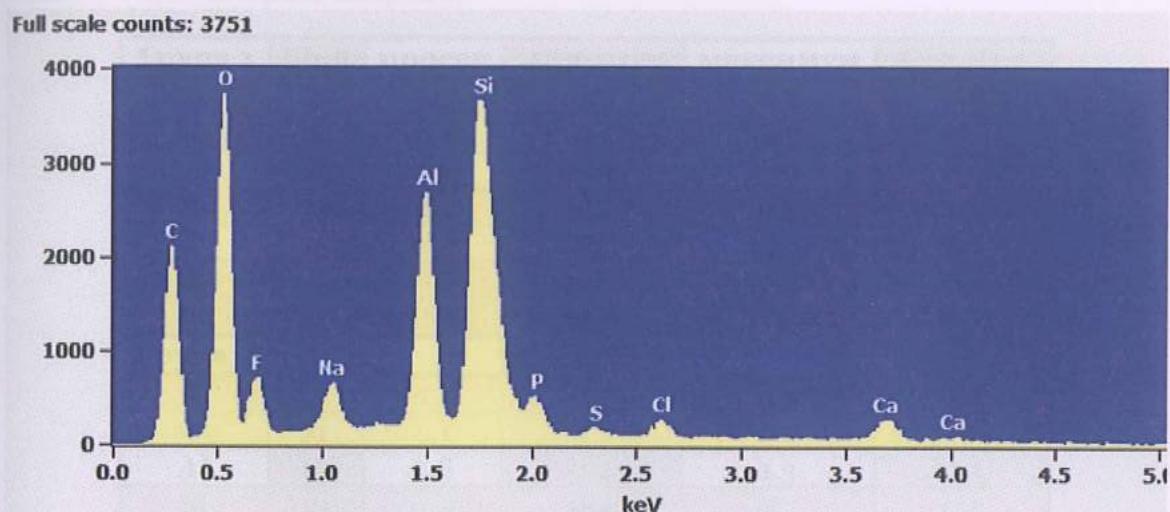
Табела 16. Приказ на t-тест за трите Групи на Heliosit Orthodontic (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) бондиран за керамички и метален брекет

Група	елемент	t-value	p
1	Mg	-5.02665	0.000104
	Si	1.30851	0.213363
	P	-3.32305	0.003784
	S	-1.04303	0.319315
	Ca	-1.64791	0.116715
2	Mg	0.14221	0.888491
	Si	0.06743	0.946945
	P	-1.05135	0.305048
	S	-0.73855	0.478997
	Ca	-0.52838	0.602778
3	Mg	-1.74078	0.097086
	Si	-6.19881	0.000004
	P	-1.95869	0.063563
	S	-6.39782	0.000002
	Ca	-2.07741	0.050222

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на елементите (Таб. 10 и Таб. 13) за атхезивот Heliosit Orthodontic (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) бондиран за керамички и метален брекет, во Група 1 (3 недели од врзување) според t-тестот е статистички сигнификантна за $p<0.05$ помеѓу **Mg** и **P** и во Група 3 (1 недела од врзување) е статистички сигнификантна за $p<0.05$ за **Si** и **S** (Таб. 16).

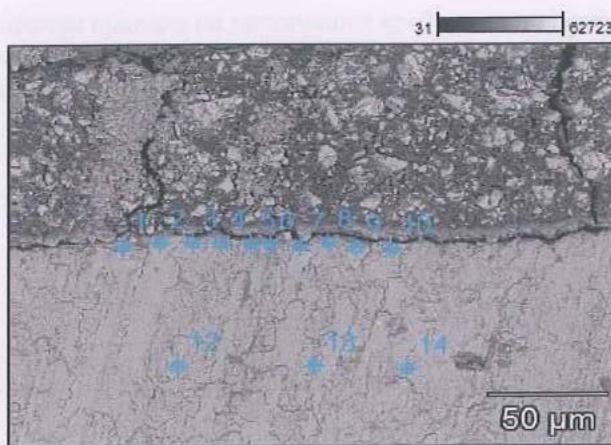


Слика 32. Селектирана површина на *Fuji Ortho LC* (GC, Japan) за семиквантитативна EDX анализа.



Графикон 8. Приказ на елементите пронајдени во селектираната површина на *Fuji Ortho LC* (GC, Japan).

На графиконот се забележува дека во атхезивот *Fuji Ortho LC*, силициум - Si, алуминиум-Al и флуор-F кој е карактеристичен за ГЈЦ, како елементи се присутни во голема % маса во однос на другите елементи кои спаѓаат во неговиот состав. Присуството на Na и Cl е поради чувањето на примероците во физиолошки раствор.

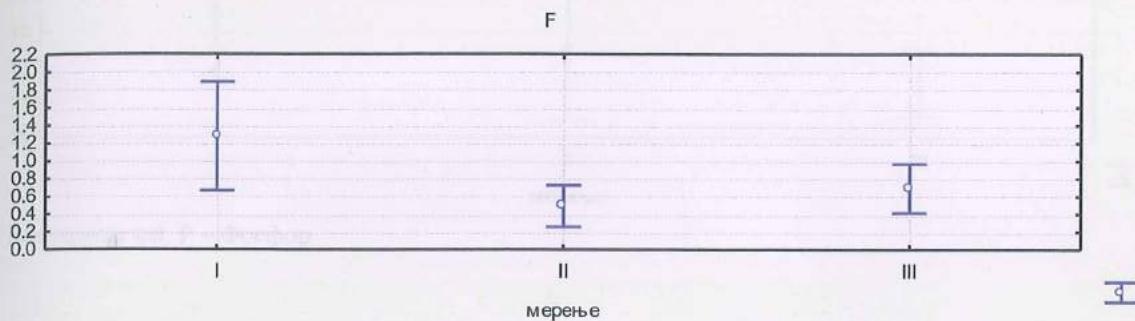


Слика 33. Распоредот на точките во емајл за семиквантитативна EDX анализа кај Fuji Ortho LC (GC, Japan) бондиран за керамички брекет

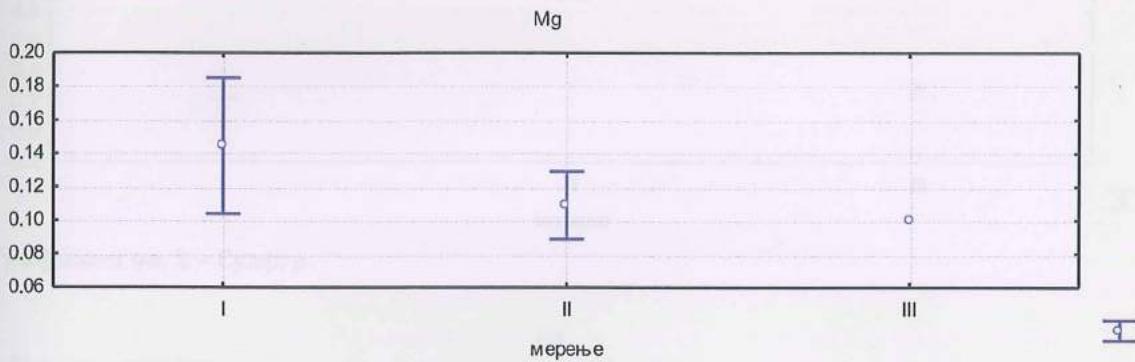
Табела 17. Просечни вредности на елементите изразени во % тежина во сите три групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точките кај Fuji Ortho LC (GC, Japan) бондиран за керамички брекет

Група 1	број	просек	минимум	максимум	Стд.Дев
F	9	1.3	0.2	2.6	0.8
Mg	9	0.1	0.1	0.2	0.1
Al	13	1.3	0.6	3.0	0.7
Si	13	0.1	0.1	0.2	0.04
P	13	16.4	12.1	22.4	2.7
S	9	0.1	0.1	0.4	0.1
Ca	13	38.2	25.5	62.2	9.7
Група 2					
F	12	0.5	0.0	1.1	0.4
Mg	11	0.1	0.1	0.2	0.03
Al	13	0.8	0.2	1.3	0.3
Si	13	0.5	0.4	0.7	0.1
P	13	15.5	11.7	22.3	3.2
S	13	1.05	0.7	1.7	0.3
Ca	13	33.4	22.7	68.8	12.5
Група 3					
F	13	0.7	0.1	1.7	0.5
Mg	12	0.1	0.1	0.1	0.0
Al	13	0.9	0.3	1.6	0.4
Si	13	0.2	0.1	0.3	0.1
P	13	14.5	11.8	17.8	1.5
S	13	0.3	0.2	0.4	0.1
Ca	13	30.9	25.1	39.6	3.5

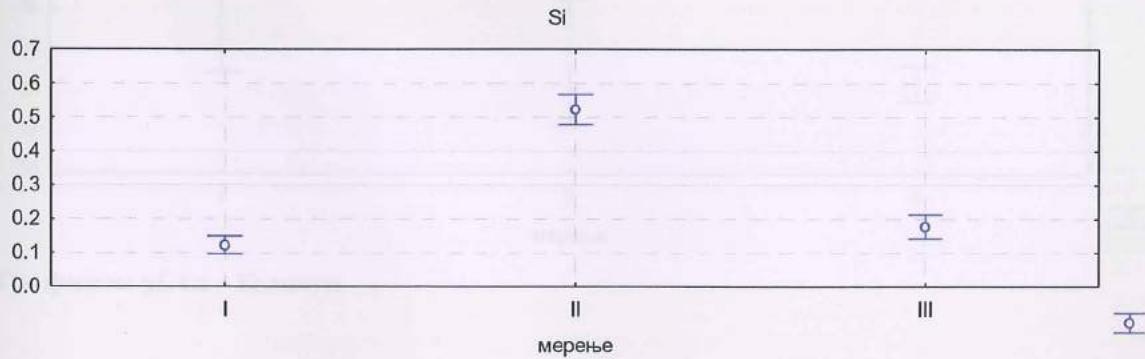
Графикони 9. Графички прикази на просечните вредности на поединечни елементи во трите групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точките кај Fujii Ortho LC (GC, Japan) бондиран за керамички брекет



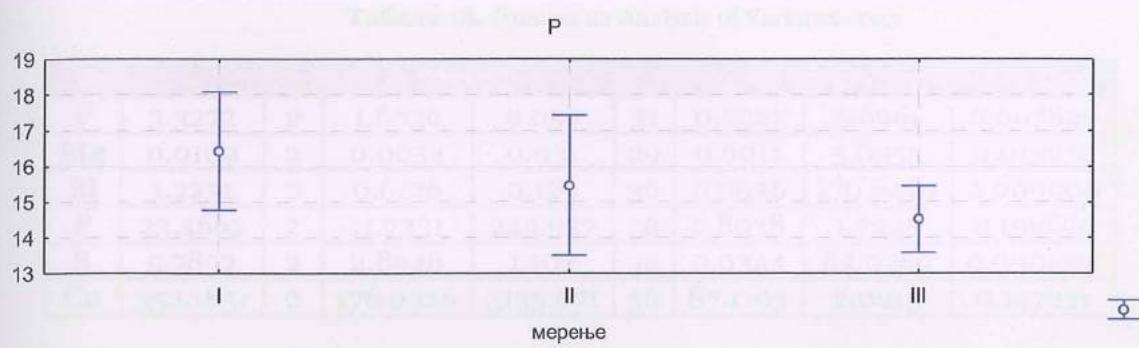
Графикон 9а. F – Флуор



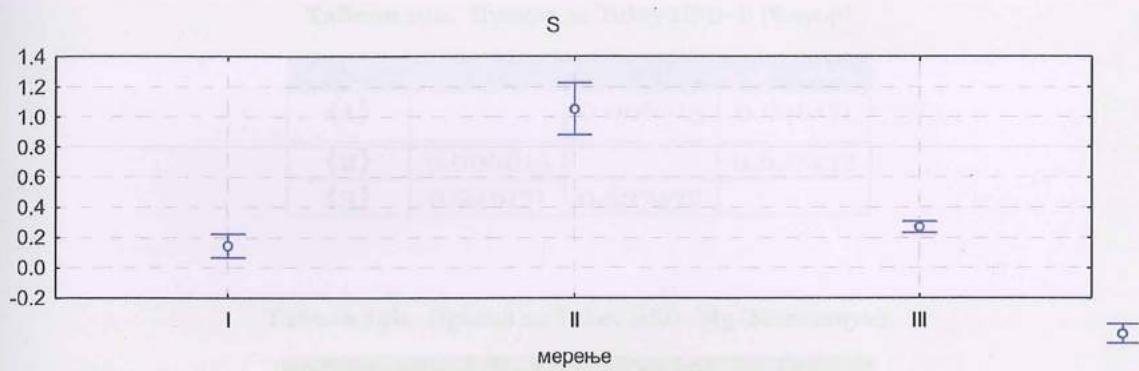
Графикон 9б. Mg – Магнезиум



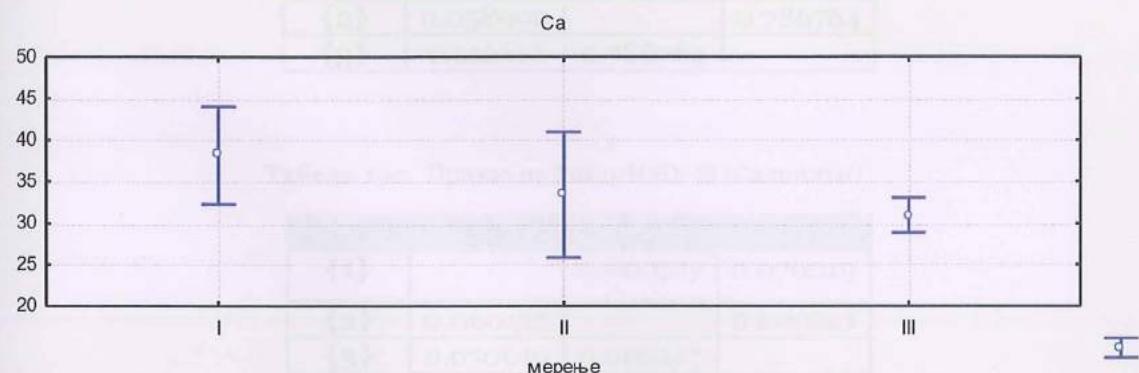
Графикон 9с. Si – Силициум



Графикон 9d. P – Фосфор



Графикон 9e. S – Сулфур



Графикон 9f. Ca – Калциум

Табела 18. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS		SS	df	MS	F	p
F	3.3272	2	1.6636		9.054	31	0.2921	5.6961	0.007820
Mg	0.0109	2	0.0054		0.031	29	0.0011	5.0355	0.013270
Si	1.2251	2	0.6126		0.129	36	0.0036	170.6429	0.000000
P	23.4662	2	11.7331		244.937	36	6.8038	1.7245	0.192665
S	5.7892	2	2.8946		1.102	32	0.0344	84.0369	0.000000
Ca	352.1851	2	176.0926		3135.971	36	87.1103	2.0215	0.147221

Табела 19a. Приказ на Tukey HSD- F (Флуор)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.006815	0.046171
{2}	0.006815		0.627432
{3}	0.046171	0.627432	

Табела 19b. Приказ на Tukey HSD- Mg (Магнезиум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.058990	0.012617
{2}	0.058990		0.786764
{3}	0.012617	0.786764	

Табела 19c. Приказ на Tukey HSD- Si (Силициум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.000127	0.070019
{2}	0.000127		0.000127
{3}	0.070019	0.000127	

Табела 19d. Приказ на Tukey HSD- S (Сулфур)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.000123	0.281604
{2}	0.000123		0.000123
{3}	0.281604	0.000123	

Табела 19e. Приказ на Tukey HSD- Ca (Калциум)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.279263	0.180647
{2}	0.279263		0.005214
{3}	0.180647	0.005214	

Просечната вредност на **F** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 1.3 ± 0.8 , во Група 2 (2 недели од врзување) се зголемува на 0.5 ± 0.4 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се зголеми на 0.7 ± 0.5 (Таб. 17 и Граф. 9a). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.007820$) (Таб. 18). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **F** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.006815$) и 1 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.046171$) (Таб. 19a).

Просечната вредност на **Mg** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува минимум 0.1 ± 0.1 , а во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.03 и Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.1 ± 0 (Таб. 17 и Граф. 9b). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.013270$) (Таб. 18). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **Mg** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.000127$) (Таб. 19b).

Просечната вредност на **Si** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.04 , во Група 2 (2 недели од врзување) опаѓа на 0.5 ± 0.1 , а во Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.2 ± 0.1 (Таб. 17 и Граф. 9c). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p > 0.05$ ($p = 0.000000$) (Таб. 18). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **Si** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2 и 2 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.012617$) (Таб. 19c).

Просечната вредност на **P** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 16.4 ± 2.7 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 15.5 ± 3.2 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се намали на 14.5 ± 1.5 (Таб. 17 и Граф. 9d). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички незначајна за $p < 0.05$ ($p = 0.192665$) (Таб. 18).

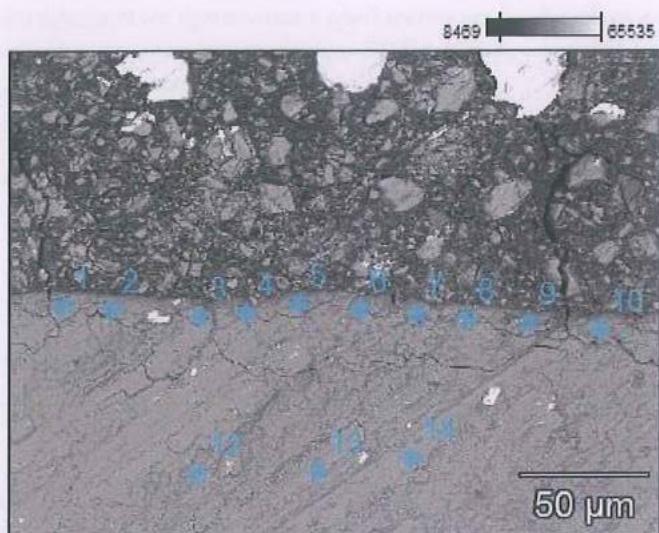
Просечната вредност на **S** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.1 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 1.05 ± 0.3 , а во Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.3 ± 0.1 (таб 17. и граф 9e). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000000$)

(Таб. 18). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **S** е сигнификантен помеѓу 1 vs 2 Група и 2 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p=0.000123$) (Таб. 19d.)

Просечната вредност на **Ca** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 38.2 ± 9.7 , во Група 2 (2 недели од врзување) се покачува на 33.4 ± 12.5 , а во Група 3 (1 недела од врзување) ја достигнува најниската вредност на 30.9 ± 3.5 (Таб 17. и Граф 9f). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички незначајна за $p < 0.05$ ($p=0.147221$) (Таб. 18).

Табела 18. Просечна вредност на калциумот кој се добија со измерувањето при вертикална симетрична позиција на изследувачките бранчи при врзување на ортодонтски атхезиви.

Група	Средна вредност	Стандардниот отклон
Група 1	38.2	9.7
Група 2	33.4	12.5
Група 3	30.9	3.5

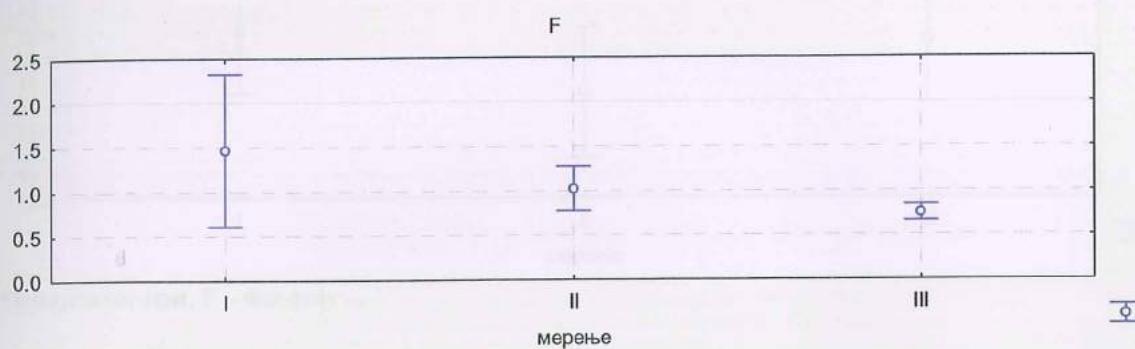


Слика 34. Распоредот на точките во емајл за семиквантитативна EDX анализа кај Fuji Ortho LC (GC, Japan) бондиран за метален брекет

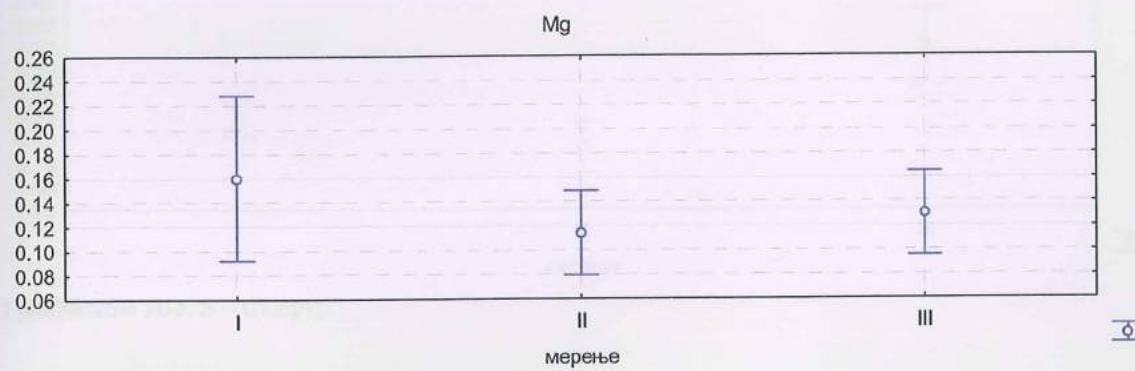
Табела 20. Просечни вредности на елементите изразени во % тежина во сите три групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точките кај Fuji Ortho LC (GC, Japan) бондиран за метален брекет

Група 1	број	просек	минимум	максимум	Стд. дев
F	9	1.5	0.5	3.2	1.1
Mg	5	0.2	0.1	0.2	0.1
Si	13	0.2	0.1	0.4	0.1
P	13	17.0	12.5	21.5	2.2
S	11	0.2	0.1	0.3	0.1
Ca	13	40.6	26.9	56.0	8.3
Група 2					
F	12	1.0	0.0	1.5	0.4
Mg	7	0.1	0.1	0.2	0.0
Si	13	0.6	0.1	5.5	1.5
P	13	15.7	12.5	20.4	2.3
S	6	0.1	0.1	0.2	0.1
Ca	13	34.9	26.5	49.7	6.8
Група 3					
F	13	0.7	0.5	1.0	0.2
Mg	10	0.1	0.1	0.2	0.05
Si	12	0.2	0.1	0.5	0.1
P	13	16.8	12.9	20.9	2.2
S	13	0.3	0.2	0.6	0.1
Ca	13	37.6	27.7	49.7	6.3

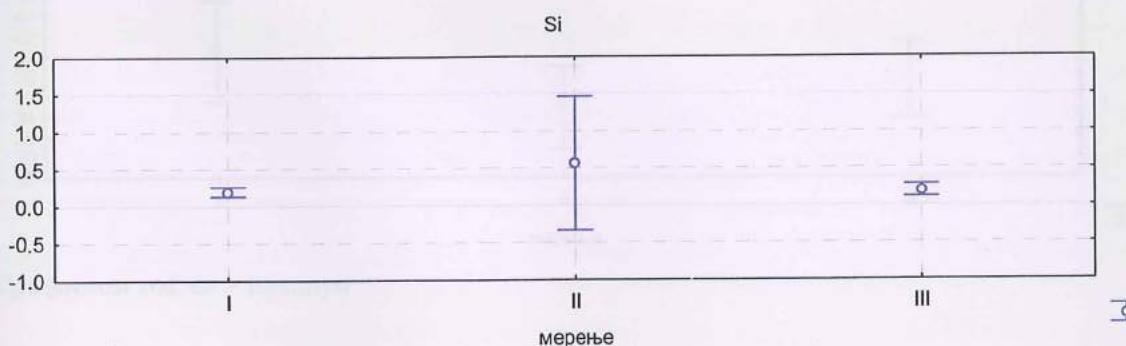
Графикони 10. Графички прикази на просечните вредности на поединечни елементи во трите групи при мерењето на семиквантитативна EDX анализа на точките кај *Fuji Ortho LC* (GC, Japan) бондиран за метален брекет



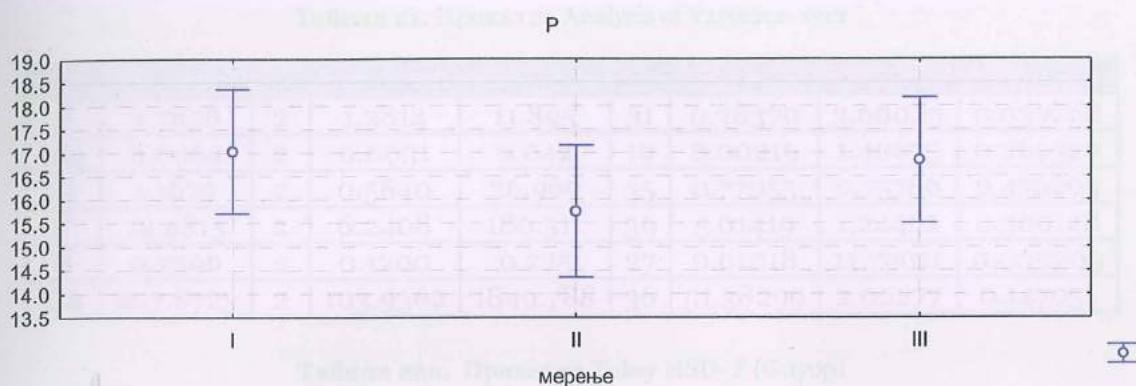
Графикон 10а. F – Флуор



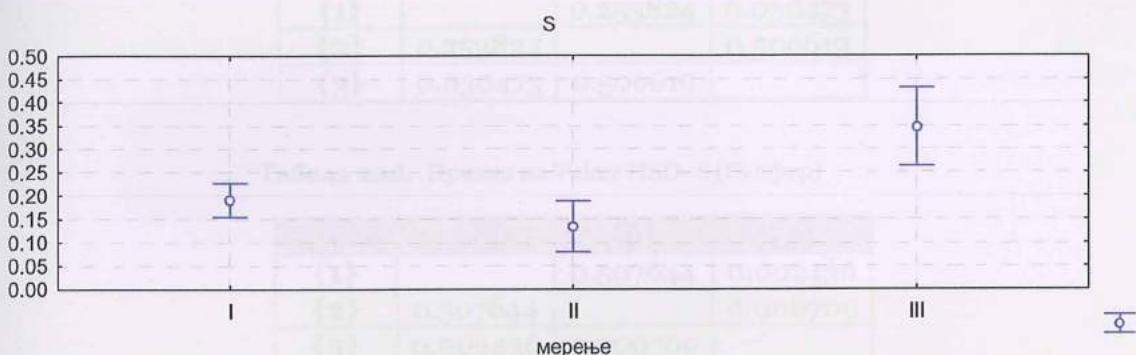
Графикон 10б. Mg – Магнезиум



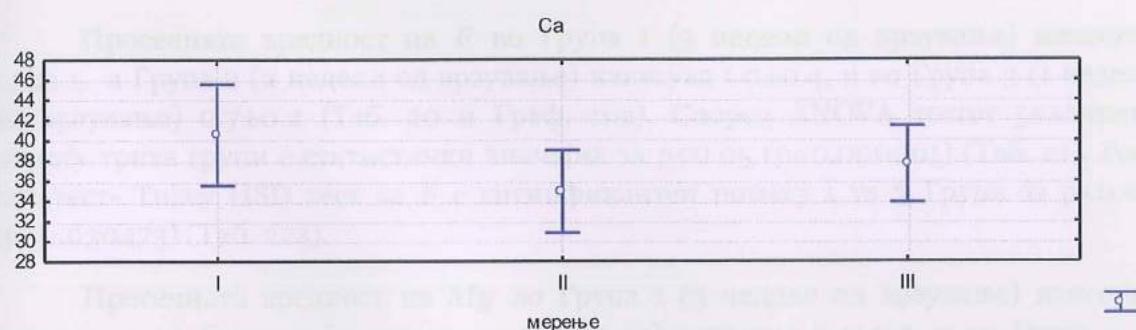
Графикон 10с. Si – Силициум



Графикон 10д. Р – Фосфор



Графикон 10е. S – Сулфур



Графикон 10f. Ca – Калциум

Табела 21. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
F	2.7628	2	1.3814	11.895	31	0.38370	3.60023	0.039268
Mg	0.0062	2	0.0031	0.042	19	0.00219	1.40675	0.269320
Si	1.1679	2	0.5840	26.969	35	0.77055	0.75786	0.476203
P	12.4815	2	6.2408	180.511	36	5.01419	1.24462	0.300148
S	0.2399	2	0.1200	0.275	27	0.01018	11.79011	0.000209
Ca	207.8723	2	103.9362	1849.788	36	51.38299	2.02277	0.147051

Табела 22а. Приказ на Tukey HSD- F (Флуор)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.253824	0.030473
{2}	0.253824		0.506619
{3}	0.030473	0.506619	

Табела 22д. Приказ на Tukey HSD- S (Сулфур)

Група	{1}	{2}	{3}
{1}		0.507644	0.002436
{2}	0.507644		0.000709
{3}	0.002436	0.000709	

Просечната вредност на **F** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 1.5 ± 1.1 , а Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 1.0 ± 0.4 , и во Група 3 (1 недела од врзување) 0.7 ± 0.2 (Таб. 20 и Граф. 10а). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички значајна за $p < 0.05$ ($p = 0.000001$) (Таб. 21). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **F** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3 Група за $p < 0.05$ ($p = 0.030473$) (Таб. 22а).

Просечната вредност на **Mg** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.1 , а во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.0 , и во Група 3 (1 недела од врзување) 0.1 ± 0.05 (Таб. 20 и Граф. 10б). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички незначајна за $p > 0.05$ (Таб. 21).

Просечната вредност на **Si** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.1 , во Група 2 (2 недели од врзување) опаѓа на 0.6 ± 1.5 , а во Група 3 (1 недела од врзување) изнесува 0.2 ± 0.1 (Таб. 20 и Граф. 10с). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите групи е статистички незначајна за $p > 0.05$ (Таб. 21).

Просечната вредност на **P** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 17 ± 2.2 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 15.7 ± 2.3 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се намали на 16.8 ± 2.2 (Таб. 20 и Граф. 1od). Според ANOVA тестот, разликата помеѓу трите групи е статистички незначајна за $p>0.05$ (Таб. 21).

Просечната вредност на **S** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 0.2 ± 0.1 , во Група 2 (2 недели од врзување) изнесува 0.1 ± 0.1 , а во Група 3 (1 недела од врзување) се покачува на 0.3 ± 0.1 (Таб. 20 и Граф. 1oe). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички значајна за $p<0.05$ ($p=0.000209$) (Таб. 21). Post hoc тест- Tukey HSD тест за **S** е сигнификантен помеѓу 1 vs 3 Група и 2 vs 3 Група за $p<0.05$ ($p=0.002436$, $p=0.000709$) (Таб. 22b).

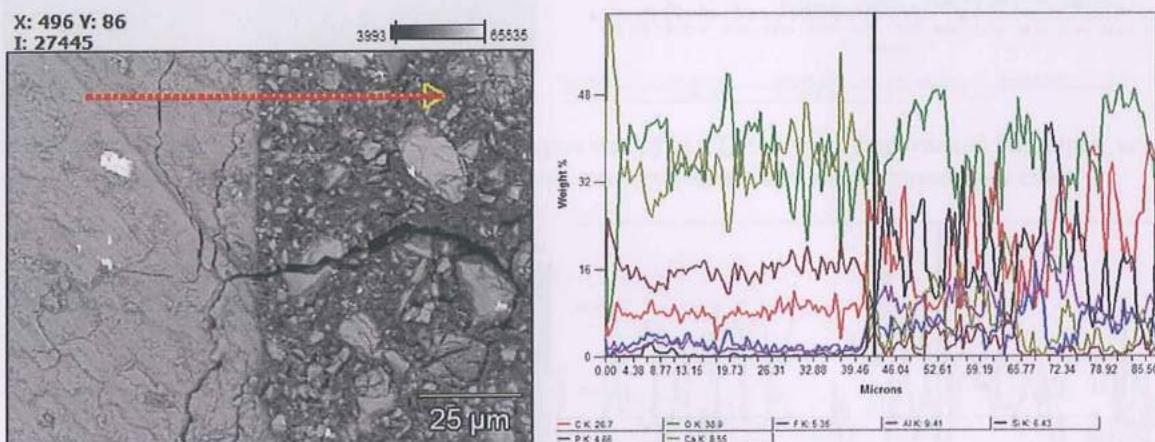
Просечната вредност на **Ca** во Група 1 (3 недели од врзување) изнесува 40.6 ± 8.3 , во Група 2 (2 недели од врзување) 34.9 ± 6.8 , а во Група 3 (1 недела од врзување) ја достигнува вредноста на 37.6 ± 6.3 (Таб 20 и Граф. 1of). Според ANOVA тестот разликата помеѓу трите Групи е статистички незначајна за $p>0.05$ (Таб 21).

Табела 23. Приказ на t-тест за трите Групи на Fuji Ortho LC (GC, Japan) бондиран за керамички и метален брекет

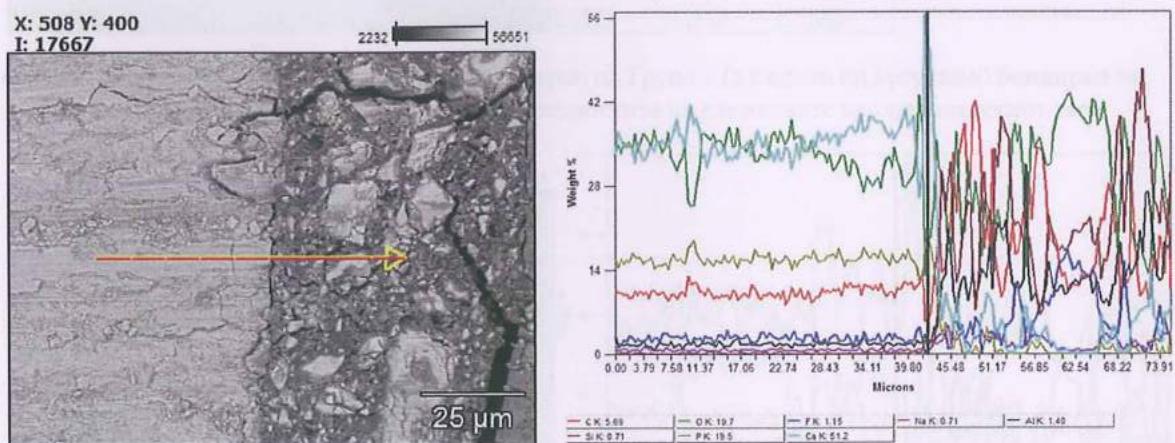
Група	елемент	t-value	p
1	F	-0.41417	0.684247
	Mg	-0.52223	0.611013
	Si	-2.21565	0.036452
	P	-0.62506	0.537829
	S	-1.31458	0.205154
	Ca	-0.67714	0.504790
2	F	-3.44066	0.002333
	Mg	-0.32338	0.750595
	Si	-0.09294	0.926720
	P	-0.25727	0.799162
	S	7.74578	0.000001
	Ca	-0.38754	0.701775
3	F	-0.40181	0.691381
	Mg	-2.16225	0.042894
	Si	-0.36651	0.717334
	P	-3.09914	0.004898
	S	-1.81568	0.081934
	Ca	-3.37421	0.002512

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на елементите (Таб. 17 и Таб. 20) за атхезивот Fuji Ortho LC (GC, Japan) бондиран за керамички и метален брекет, во Група 1 (3 недели од врзување) според t-тестот е статистички сигнификантна за $p<0.05$ само за **Si**; во Група 2 (2 недели од врзување) е статистички сигнификантна за $p<0.05$ само за **F** и **S**, а во Група 3 (1 недела од врзување) е статистички сигнификантна за $p<0.05$ за **Mg**, **P** и **Ca** (Таб. 23).

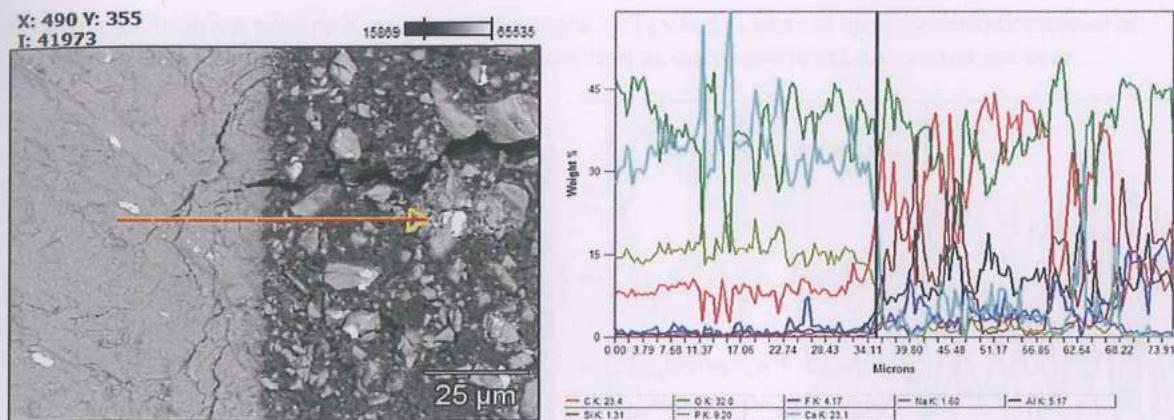
Поради фактот што е докажано дека ГЈЦ испуштаат флуоридни јони во забната супстанција, кај примероците во кои беше користен атхезивот Fuji Ortho LC (GC, Japan), направивме и линиски скенови за да се одредат вредностите на F - флуор како варираат од внатрешноста на емајлот кон самиот атхезив. Линиски скенови направивме за секој примерок од трите групи, бондиран и за метален и за керамички брекет.



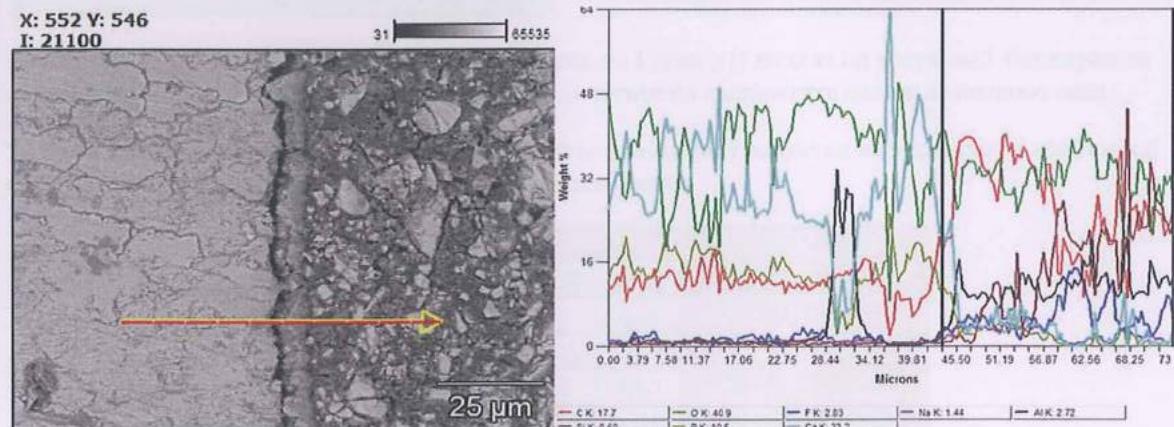
Слика 35. Линиски скен со X-зраци на примерок од Група 1 (3 недели од врзување) бондиран за метален брекет и Графикон со приказ на вредностите вдолж линискиот скен



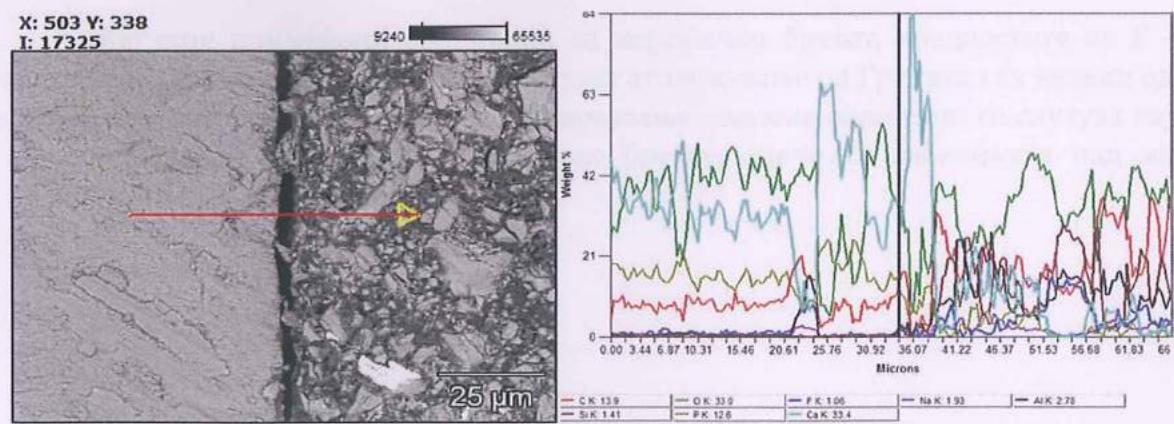
Слика 36. Линиски скен со X-зраци на примерок од Група 1 (3 недели од врзување) бондиран за керамички брекет и Графикон со приказ на вредностите вдолж линискиот скен



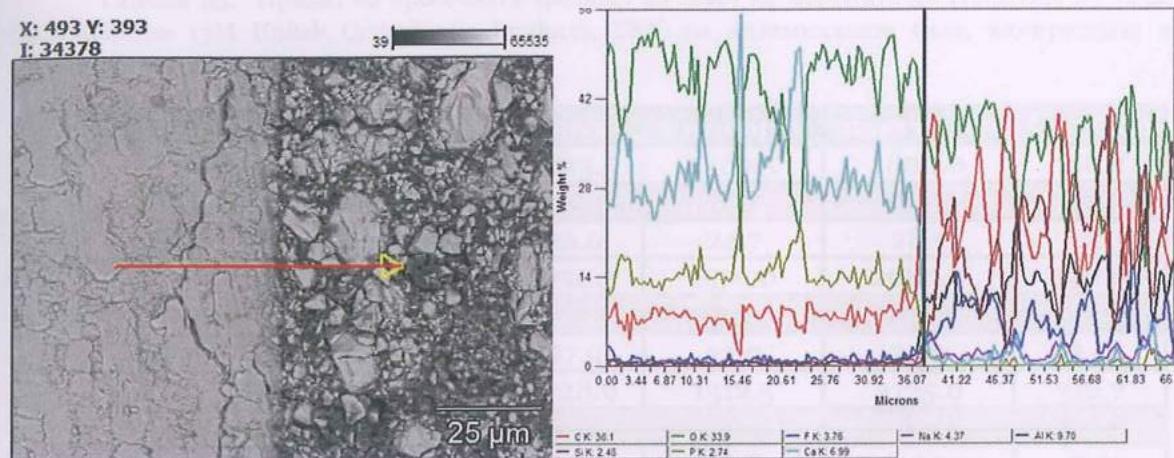
Слика 37. Линиски скен со X-зраци на примерок од Група 2 (2 недели од врзување) бондиран за метален брекет и Графикон со приказ на вредностите на елементите вдолж линискиот скен



Слика 38. Линиски скен со X-зраци на примерок од Група 2 (2 недели од врзување) бондиран за керамички брекет и Графикон со приказ на вредностите на елементите вдолж линискиот скен



Слика 39. Линиски скен со X-зраци на примерок од Група 3 (1 недела од врзување) бондиран за метален брекет и Графикон со приказ на вредностите на елементите вдолж линискиот скен



Слика 40. Линиски скен со X-зраци на примерок од Група 3 (1 недела од врзување) бондиран за керамички брекет и графикон со приказ на вредностите на елементите вдолж линискиот скен

Табела 24. Приказ на вредностите на елементите кои спаѓаат во состав на атхезивот и емајлот кај сите три групи, бондирани за метален и керамички брекет

F	Al	Si	P	Ca	Брекет/Група
1.15	1.40	0.71	19.5	51.2	Кер./ Гр.1
5.4	10.8	19.9	2.1	4.4	Мет./ Гр.1
2.83	2.72	0.68	10.5	23.2	Кер./ Гр.2
4.17	5.17	1.31	9.2	23.1	Мет./ Гр.2
3.76	9.7	2.48	2.74	6.99	Кер./ Гр.3
1.06	2.78	1.41	12.6	33.4	Мет./ Гр.3

Кај сите примероци бондирани за керамички брекет, вредностите на F-флуор вдолж линискиот скен забележуваат зголемување од Групата 1 (3 недели од врзување) кон Групата 3 (1 недела од врзување), додека обратното се случува кај сите примероци бондирани за метален брекет, значи се забележува пад на вредностите.

Резултати од определувањето на компресивната сила

Табела 25. Приказ на просечната вредност во текот на мерењата на Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products, USA) на максималната сила, компресијата и максималниот % на извлекување

Група		просек	минимум	максимум	Стд.Дев
1	Макс. Сила N	1623.5	1369.5	1800.0	168.4
	Комп. Сила МРа	129.2	109	143.2	13.4
	Макс. % на извлекување	26.0	24.7	28.7	1.6
2	Макс. Сила N	1750.3	1570.0	2080.0	190.0
	Комп. Сила МРа	139.3	124.9	165.5	15.1
	Макс. % на извлекување	27.9	23.9	32.2	3.0
3	Макс. Сила N	1728.9	1312.5	2125.0	312.7
	Комп. Сила МРа	137.6	104.4	169.1	24.9
	Макс. % на извлекување	25.4	18.8	32.2	5.3

Табела 26. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Макс. Сила N	48970.19	2	24485.10	782872.5	14	55919.47	0.437864	0.653956
Комп. Сила МРа	310.11	2	155.05	4957.6	14	354.11	0.437863	0.653957
Макс. % на извлекув.	20.54	2	10.27	193.7	14	13.84	0.742060	0.493959

Во текот на мерењата на Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Products, USA) максималната сила во Група 1 (3 недели од врзување) изнесуваше 1800 N, а минималната 1369.5 N, просечната сила изнесуваше 1623.5 N. Максималната сила во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше 2080 N, а минималната 1570 N, просечната сила изнесуваше 1750.3 N. Просечната сила постигната кај Група 3 (1 недела од врзување) изнесуваше 1728.9 N, во ранг од 1312.5 N до 2125 N (Таб. 25). Разликата која се регистрира помеѓу трите групи е статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 26)

Во текот на мерењата на атхезивот Transbond XT, максималната компресивна сила во Група 1 (3 недели од врзување) беше во ранг помеѓу 109 МРа до 143.2 МРа, просечната сила изнесуваше 129.2 МРа. Максималната компресивна сила во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше 165.5 МРа, а минималната 124.9 МРа, просечната сила изнесуваше 139.3 МРа. Просечна сила која беше постигната во Група 3 (1 недела од врзување) изнесуваше 137.6 МРа, во ранг од

104.4 MPa до 169.1 MPa (Таб. 25). Разликата која беше регистрирана помеѓу трите групи е статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 26).

Максималниот процент на истегнување во текот на мерењата на Transbond XT во Група 1 (3 недели од врзување) беше во ранг помеѓу 24.7% до 28.7%, просечната вредност изнесуваше 26%. Максималниот процент на истегнување во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше просечно 27.9%, имено, минималниот изнесуваше 23.9%, додека максималниот 32.2%. Просечниот максимален процент на истегнување во Група 3 (1 недела од врзување) изнесуваше 25.4%, во ранг од 18.8% до 32.2% (Таб. 25). Разликата која беше регистрирана помеѓу трите групи е статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 26).

Табела 27. Приказ на просечната вредност во текот на мерењата на Heliosit Orthodontic (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) на максималната сила, компресијата и максималниот % на извлекување

Група		просек	минимум	максимум	Стд.Дев
1	Макс. Сила N	1040.4	820.0	1260.0	194.1
	Комп. Сила MPa	82.8	65.3	100.3	15.5
	Макс. % на извлекување	38.97	31.3	43.5	4.6
2	Макс. Сила N	905.8	592.5	1185.0	203.7
	Комп. Сила MPa	72.1	47.2	94.3	16.2
	Макс. % на извлекување	37.7	20.2	45.3	8.9
3	Макс. Сила N	1095.5	675.0	1997.5	465.4
	Комп. Сила MPa	87.2	53.7	158.9	37.0
	Макс. % на извлекување	44.8	35.8	65.5	11.2

Табела 28. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Макс. Сила N	114327.1	2	57163.54	1478951	15	98596.73	0.579771	0.572093
Комп. Сила MPa	724.1	2	362.07	9366	15	624.40	0.579871	0.572040
Макс. % на извлекув.	172.5	2	86.25	1127	15	75.14	1.147853	0.343674

Во текот на мерењата на Heliosit Orthodontic (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) максималната сила во Група 1 (3 недели од врзување) изнесуваше 1260 N, минималната 820 N, додека просечната сила изнесуваше 1040.4 N. Максималната сила во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше 1185 N, минималната 747.6 N, а просечната сила изнесуваше 950.5 N. Највисока просечна сила беше постигната во Група 3 (1 недела од врзување) од 1095.5 N, во ранг од 675 N до 1997.5 N (Таб.

27). Разликата која беше регистрирана помеѓу трите групи е статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 28).

Во текот на мерењата на Heliosit Orthodontic максималната компресивна сила во Група 1 (3 недели од врзување) беше во ранг помеѓу 65.2 MPa до 100.3 MPa, просечната сила изнесуваше 82.8 MPa. Максималната компресивна сила во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше 94.3 MPa, минималната 47.1 MPa и просечната сила изнесуваше 72.1 MPa. Највисока просечна сила беше постигната во Група 3 (1 недела од врзување) од 87.2 MPa, во ранг од 53.7 MPa до 159 MPa (Таб. 27). Разликата која беше регистрирана помеѓу трите групи е статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 28).

Максималниот процент на извлекување во текот на мерењата на Heliosit Orthodontic во Група 1 (3 недели од врзување) беше во ранг помеѓу 31.3% до 43.5%, просечната вредност изнесуваше 39.0%. Максималниот процент на истегнување во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше просечно 37.7%, минималната изнесува 20.2%, додека максималната 45.3%. Највисок просечен максимален процент на извлекување беше постигнат во Група 3 (1 недела од врзување) од 44.8%, во ранг од 35.8% до 65.5% (Таб. 27). Разликата која беше регистрирана помеѓу трите мерења беше статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 28).

Табела 29. Приказ на просечната вредност во текот на мерењата на Fuji Ortho LC (GC, Japan) на максималната сила, компресијата и максималниот % на извлекување

Група		просек	минимум	максимум	Стд.Дев
1	Макс. Сила N	892.9	360.0	1217.5	333
	Комп. Сила MPa	71.1	28.6	96.9	26.5
	Макс. % на извлекување	23.6	18.0	26.7	3.2
2	Макс. Сила N	939.3	838.0	1057.5	90.7
	Комп. Сила MPa	74.7	66.7	84.2	7.2
	Макс. % на извлекување	24.9	16.9	27.6	4.0
3	Макс. Сила N	857.9	472.5	1120.0	250.9
	Комп. Сила MPa	68.3	37.6	89.1	19.9
	Макс. % на извлекување	22.9	12.8	30.8	6.4

Табела 30. Приказ на Analysis of Variance- тест

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Макс. Сила N	19956.30	2	9978.149	910550.4	15	60703.36	0.164376	0.849931
Комп. Сила MPa	126.37	2	63.187	5766.1	15	384.41	0.164376	0.849931
Макс. % на извлекув.	13.12	2	6.560	339.8	15	22.66	0.289535	0.752702

Во текот на мерењата на Fuji Ortho LC (GC, Japan), максималната сила во Група 1 (3 недели од врзување) изнесуваше 1217.5 N, минималната 360 N, додека просечната сила изнесуваше 892.9 N. Максималната сила во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше 1057.5 N, минималната 838 N и просечната сила изнесува 939.3 N. Просечната сила која беше постигната во Група 3 (1 недела од врзување) изнесуваше 857.9 N, во ранг од 472 N до 1120 N (Таб. 29). Разликата која беше регистрирана помеѓу трите групи е статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 30.).

Во текот на мерењата на Fuji Ortho LC, максималната компресивна јачина во Група 1 (3 недели од врзување) беше во ранг помеѓу 28.6 MPa до 96.9 MPa, додека просечната сила изнесуваше 71.1 MPa. Максималната компресивна јачина во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше 84.2 MPa, минималната 66.7 MPa, и просечната сила 74.7 MPa. Просечната сила која беше постигната во Група 3 (1 недела од врзување) изнесуваше 68.3 MPa, во ранг од 37.6 MPa до 89.1 MPa (Таб. 29). Разликата која беше регистрирана помеѓу трите групи е статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 30.).

Максималниот процент на извлекување во текот на мерењата на Fuji Ortho LC во Група 1 (3 недели од врзување) беше во ранг помеѓу 18% до 26.7%, додека просечната вредност изнесуваше 23.6%. Максималниот процент на извлекување во Група 2 (2 недели од врзување) изнесуваше просечно 24.9%, при што минималниот беше 16.9%, додека максималниот 27.61%. Просечениот максимален процент на истегнување во Група 3 (1 недела од врзување) изнесуваше 22.9%, во ранг од 12.8% до 30.8% (Таб. 29). Разликата која беше регистрирана помеѓу трите групи е статистички несигнификантна за $p>0.05$ (ANOVA) (Таб. 30.).

Табела 31. Приказ на Analysis of Variance- тест помеѓу Група 1 на Transbond XT , Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Макс. Сила N	1588096	2	794048.2	856243.9	14	61160.28	12.98307	0.000647
Комп. Сила МРа	10056	2	5028.0	5422.7	14	387.33	12.98107	0.000648
Макс. % на извлекув.в.	805	2	402.5	167.8	14	11.98	33.59258	0.000005

Табела 32а. Приказ на Tukey HSD - Макс. Сила N

	{1}	{2}	{3}
Heliosit {1}		0.569023	0.004446
Fuji Ortho LC {2}	0.569023		0.000805
Transbond XT {3}	0.004446	0.000805	

Табела 32б. Приказ на Tukey HSD - Компресивна Сила МРа

	{1}	{2}	{3}
Heliosit {1}		0.568720	0.004452
Fuji Ortho LC {2}	0.568720		0.000805
Transbond XT {3}	0.004452	0.000805	

Табела 32с. Приказ на Tukey HSD - Макс. % на извлекување

	{1}	{2}	{3}
Heliosit {1}		0.568720	0.004452
Fuji Ortho LC {2}	0.568720		0.000805
Transbond XT {3}	0.004452	0.000805	

Според ANOVA тестот, разликата помеѓу Група 1 (3 недели од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic и Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) за максималната сила е статистички значајна за $p<0.05$ (0.000647) (Таб. 31). Post hoc тест - Tukey HSD тест покажа сигнификантна разлика помеѓу Transbond XT vs Heliosit Orthodontic и Transbond XT vs Fuji Ortho LC за $p<0.05$ ($p=0.004446$, $p=0.000805$) (Таб. 32а).

Според ANOVA тестот разликата помеѓу Група 1 (3 недели од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) за компресивната сила е статистички значајна за $p<0.05$ (0.000648) (Таб. 31). Post hoc тест - Tukey HSD тест покажа сигнификантна разлика помеѓу Transbond XT vs Heliosit Orthodontic и Transbond XT vs Fuji Ortho LC за $p<0.05$ ($p=0.004452$, $p=0.000805$) (Таб. 32б).

Според ANOVA тестот разликата помеѓу Група 1 (3 недели од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) на максималниот процент на извлекување е статистички значајна за $p<0.05$ (0.000005) (Таб. 31). Post hoc тест - Tukey HSD тест покажа сигнificantna разлика помеѓу Transbond XT vs Heliosit Orthodontic и Transbond XT vs Fuji Ortho LC за $p<0.05$ ($p=0.004452$, $p=0.000805$) (Таб. 32c).

Табела 33. Приказ на Analysis of Variance- тест помеѓу Група 2 (2 недели од врзување) на Transbond XT , Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Макс. Сила N	4484.536	2	2242.268	289782.5	15	19318.83	0.116066	0.891208
Комп. Сила MPa	28.399	2	14.199	1835.1	15	122.34	0.116066	0.891208
Макс. % на извлекув.	654.791	2	327.396	561.9	15	37.46	8.739993	0.003045

Табела 34. Приказ на Tukey HSD – Макс. % на извлекување

	{1}	{2}	{3}
Heliosit {1}		0.006802	0.006802
Fuji Ortho LC {2}	0.006802		1.000000
Transbond XT {3}	0.006802	1.000000	

Според ANOVA тестот разликата помеѓу Група 2 (2 недели од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) за максималната сила е статистички незначајна за $p>0.05$ (Таб. 33).

Според ANOVA тестот разликата помеѓу Група 2 (2 недели од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) за компресивната сила е статистички незначајна за $p>0.05$ (Таб. 33).

Според ANOVA тестот разликата помеѓу Група 2 (2 недели од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) за максималниот процент на извлекување е статистички значајна за $p<0.05$ (0.003045) (Таб. 33). Post hoc тест- Tukey HSD тест за е сигнificantен помеѓу Transbond XT vs Heliosit Orthodontic и Heliosit Orthodontic vs Fuji Ortho LC за $p<0.05$ ($p=0.006802$) (Таб. 34).

Табела 35. Приказ на Analysis of Variance- тест помеѓу Група 3 на Transbond XT , Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Макс. Сила N	2432422	2	1216211	1886943	15	125796.2	9.66811	0.002007
Комп. Сила МПа	15403	2	7702	11949	15	796.6	9.66811	0.002007
Макс. % на извлекув.	1734	2	867	968	15	64.5	13.43721	0.000453

Табела 36а. Приказ на Tukey HSD – Макс. Сила N

	{1}	{2}	{3}
Heliosit {1}		0.493955	0.019237
Fuji Ortho LC {2}	0.493955		0.002014
Transbond XT {3}	0.019237	0.002014	

Табела 36б. Приказ на Tukey HSD – Компресивна Сила МПа

	{1}	{2}	{3}
Heliosit {1}		0.493955	0.019237
Fuji Ortho LC {2}	0.493955		0.002014
Transbond XT {3}	0.019237	0.002014	

Табела 36с. Приказ на Tukey HSD- Макс. % на извлекување

	{1}	{2}	{3}
Heliosit {1}		0.568720	0.004452
Fuji Ortho LC {2}	0.568720		0.000805
Transbond XT {3}	0.004452	0.000805	

Според ANOVA тестот, разликата помеѓу Група 3 (1 недела од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) за максималната сила е статистички значајна за $p<0.05$ (0.002007) (Таб. 35). Post hoc тест - Tukey HSD тест е сигнifikантен помеѓу Transbond XT vs Heliosit Orthodontic и Transbond XT vs Fuji Ortho LC за $p<0.05$ ($p=0.019237$, $p=0.002014$) (Таб. 36а).

Според ANOVA тестот, разликата помеѓу Група 3 (1 недела од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) за компресивната сила е статистички значајна за $p<0.05$ ($p=0.002007$) (Таб. 35). Post hoc тест - Tukey HSD тест покажува сигнifikантна разлика помеѓу Transbond XT vs Heliosit Orthodontic и Transbond XT vs Fuji Ortho LC за $p<0.05$ ($p=0.019237$, $p=0.002014$) (Таб. 36б).

Според ANOVA тестот, разликата помеѓу Група 3 (1 недела од врзување) на Transbond XT, Heliosit Orthodontic & Fuji Ortho LC (Таб. 25, 27, 29) на максималниот процент на извлекување е статистички значајна за $p<0.05$ ($p=0.000453$) (Таб. 35). Post hoc тест - Tukey HSD тест покажа сигнificantна разлика помеѓу Transbond XT vs Heliosit Orthodontic и Transbond XT vs Fuji Ortho LC за $p<0.05$ ($p=0.004452$, $p=0.000805$) (Таб. 36c).

ДИСКУСИЈА

За пациентите кои се решаваат за ортодонтска терапија, естетскиот момент е клучен, и со оглед на тоа, достапни се естетски ортодонтски брекети со цел да се исполни ова барање на пациентите. Сепак, неопходно е да се земат во предвид и други својства на материјалите од кои се изработени брекетите, како што е цврстината и квалитетот на врската, структурниот интегритет, механизмот на врската и др., за да бидат исполнети и клиничките барања за успешна ортодонтска терапија.³⁰

Природата на силите насочени кон ортодонтските брекети во оралната празнина се комбинација на откинување (shear), истегнување и торзија.^{16,31} Цврстината на врската на брекет-атхезив-емајл-овиот систем варира и зависи од различни фактори како типот на атхезивот, типот на брекетот и дизајнот на неговата база, морфологијата на емајлот и протоколите и инструкциите при процесот на бондирање.³²

Во *in vitro* студиите (како што е и нашата студија), без разлика колку и да е реплицирана оралната средина и симулирани условите во неа, сепак тоа тешко се постигнува, особено кога станува збор за фиксни ортодонтски апарати. Ефектите на силите во тек на мастикацијата, лошите навики, типот на храната и пијалоците кои се консумираат во тек на терапијата, хемиската и физичката деградација, pH на плунката, одржувањето на оралната хигиена и бактериската активност се само мал дел од комплексната интеракција од процесите кои не може да се препродуцираат *in vitro*.^{33,34,35}

Во првиот дел од нашата студија трите атхезиви беа набљудувани со електронски микроскоп за објективно да биде проценет квалитетот на врската во емајло-атхезивниот-брекетен систем.

За врската помеѓу забот и брекетот да биде цврста и да им се спротивставува на силите на мастикацијата, атхезивот треба да покаже добри карактеристики во однос на прицврстувањето за емајлот и брекетот од другата страна.

При подготовката на примероците за електрон-микроскопско набљудување тие подлегнуваа на траума при сечењето на забот каде што беше бондиран брекетот; од друга страна при поставувањето на примероците во вакуум, забот но и атхезивот дехидрираат и можна е појава на контракција меѓу нив. Во нашите испитувања сите атхезиви останаа бондирани за забите, со исклучок на еден примерок керамички брекет бондиран со *Transbond XT Light Cure Adhesive* (3M Unitek Orthodontic Products, USA), кој беше делумно одвоен и е прикажан во резултатите.

Transbond XT Light Cure Adhesive (3M Unitek Orthodontic Products, USA) кај сите примероци бондирани за метални брекети, покажа идеална врска со емајлот, без појава на микропростори во врската и ретко со микропукнатини во внатрешноста на емајлот. Просторот меѓу забот и брекетот беше секогаш исполнет и до најмалите ретенциони места на брекетот, без појава на меурчиња, со ретка појава на микрофрактури во самиот атхезив кои најверојатно настапале при поставувањето во вакуум. Дополнително, врската со металниот брекет кај сите примероци беше многу добра, без појава на микропростори, што укажува на добра обострана врска на атхезивот со емајлот и металниот брекет.

Во групата бондирана за керамички брекет, кај еден примерок брекетот делумно беше одвоен од забот. Таму е видливо дека фактурната линија е во самиот атхезив, поради фактот дека во базата на брекетот има останат слој од атхезивот кој е добро залепен за него, а на другата страна останатиот слој од атхезивот е добро прицврстен за емајлот. Ова најверојатно е резултат на груба манипулација при сепарирањето на примерокот, проследено со контракција при поставувањето во вакуум. Кај сите други примероци бондирани за керамички брекет со *Transbond XT Light Cure Adhesive* се забележува идеална врска со емајлот, без појава на микропростори; исто така на другата страна постои идеална врска и со брекетот, без појава на микропростори. Следствено, постои одлична обострана врска на овој композит со емајлот и керамичкиот брекет.

Heliosit Orthodontic (*Ivoclar Vivadent, Liechtenstein*) кај примероците бондираны за метален брекет покажа релативно добра врска со емајлот, со честа појава на микропростори во атхезивот и микропукнатини во емајлот. Просторот меѓу забот и брекетот секогаш беше исполнет и до најмалите рetenциони места на брекетот, без појава на меурчиња, но со ретка појава на микрофрактури во внатрешноста на самиот атхезив. Врската со металниот брекетот се покажа како идеална без појава на микропростори.

Кај примероците бондираны за керамички брекет, *Heliosit Orthodontic* (*Ivoclar Vivadent, Liechtenstein*), покажа слични резултати како и кај примероците бондираны за метален брекет, со релативно добра врска со емајлот, но и честа појава на микропростори во врската. Врската беше подобра врска кон керамичкиот брекет, без појава на микропростори, што укажува на подобра атхезија со брекетот во споредба со емајлот.

Атхезивот базиран на глас јономер цемент *Fuji Ortho LC* (*GC, Japan*) кај примероците бондираны за метален брекет покажа релативно добра, многу цврста врска со емајлот со појава на микропукнатини во внатрешноста во емајлот, но никогаш во самиот атхезив. Просторот меѓу забот и брекетот беше релативно добро исполнет, со честа појава на фрактури во самиот атхезив и со ретка појава на меурчиња кое е најверојатно резултат на начинот на подготовката на овој атхезив со мануелно мешање на прашок и течност, за разлика од другите атхезиви во нашата студија кои се користат во префабрикувана форма. Врската со брекетот исто така беше релативно добра со појава на микропростори. Кај примероците бондираны за керамички брекет *Fuji Ortho LC* (*GC, Japan*) врската беше со сличен квалитет како кај примероците бондираны за метален брекет, со релативно добра, но цврста атхезија и појава на микропукнатини во внатрешноста на емајлот, чести микрофрактури во самиот атхезив и појава на меурчиња, а кон брекетот имаше појава на бројни микропростори. Ова укажува на многу цврста врска на атхезивот со емајлот, кој поради контракцијатата при подготовката на примероците во вакуум, предизвикана е микрофрактура во самиот емајл без попуштање на ниво на интерфејсот меѓу атхезивот и емајлот.

Поголемиот број на научно-истражувачките студии кои испитуваат ортодонтски атхезиви и типови на брекети, главно ги испитуваат SBS (shear bond strength) и ARI (adhesive remnant index).

Со SBS се испитува јачината на врската помеѓу брекетот и забот преку фиксирање на забот со бондиран брекет во него и преку додавање на вертикална сила врз брекетот се додека тој да се одлепи од забот. Јачината на врската се мери со MPa.

Со ARI после дебондирање на брекетот се испитува останатата количина на атхезивот врз забот, преку скор од 1-5, каде пониската вредност покажува поголема количина на атхезив останат врз емајлот, додека со зголемувањето на вредноста се означува намалување на количината на атхезивот.³⁶

Постојат студии кои ги испитуваат TBS (tensile bond strength) и FS (flexural strength). Со TBS слично како кај SBS се испитува цврстината на врската, но со помош на друг начин на дебондирање, преку влечење на брекетот во спротивна насока од забот. Вредностите на TBS се секогаш помали од оние на SBS.³⁷ FS ја мери тензионата, компресивната и силата на откинување (shear) симултано.³⁸

Со оглед на тоа дека најчесто користен метод за евалуација на цврстината на врската меѓу забот и брекетот е SBS, различни студии покажаа различни резултати при нивното испитување. Од атхезивите кои се дел од нашата студија најчесто испитуван е *Transbond XT Light Cure Adhesive*, потоа *Fuji Ortho LC*, додека најретко *Heliosit Orthodontic*.

Reynolds (1975) укажува дека за еден атхезивен систем да има задоволувачки клинички резултати неоходно е да има минимална цврстлина на врската од околу 5.9-7.8MPa^{16,23,39,40,41}, додека Lopez et al. вели дека со SBS од 7 MPa се постигнува успешно клиничко бондирање со *Heliosit Orthodontic*.⁴²

Различните композити, ГЈЦ и ГЈЦ модифицирани со смола имаат различни протоколи при нивното бондирање. Во нашата студија за *Transbond XT Light Cure*

Adhesive беше користен Transbond Plus Self etching primer (3M Unitek Orthodontic Products, USA), додека кај *Heliosit Orthodontic* и *Fuji Ortho LC* беше изведено конвенционално нагризување од 37% ортофосфорна киселина.

Во многу студии е испитувана разликата на јачината на врската при користење на конвенционално нагризување со 37% ортофосфорна киселина и нагризувањето со самонагризувачки прајмери. Кај повеќето студии конвенционалното нагризување покажало појака врска и ова се должи на поголемата пенетрација во емајлот и разградување на хидроксиапатитните кристали од страна на 37% ортофосфорна киселина, иако во некои други студии авторите нагласуваат дека нема сигнификантна разлика во цврстината на врската помеѓу овие две методи на нагризување. Иако самонагризувачките прајмери покажуваат послаба врска, сепак, тие се клинички прифатливи.^{40,43}

Иако со поголемата порозност во емајлот се добива во јачината на врската, сепак загубата на минерали од емајловата структура е поголема, со што се зголемуваат шансите за појава на бели дамки, кариес и фрактури на површината на емајлот по дебондирањето на брекетите.^{40,43}

Во студијата на Chi Hung Chu et al.²⁴ со конвенционалното нагризување со 37% ортофосфорна киселина е постигната појака врска во споредба со самонагризувачките прајмери. Во слична студија, Ijima et al.⁴⁴ докажале дека цврстината на врската со самонагризувачките прајмери е значително послаба во споредба со онаа со ортофосфорна киселина во интактен емајл.

Во студијата на Lugato et al.⁴⁵ каде се испитувани три методи на бондирање, врзувањето со Transbond XT со 35% ортофосфорна киселина и Fuji Ortho LC со 11.5% полиакрилна киселина, покажале поцврста врска во споредба со Transbond XT со Transbond Plus Self Etching Primer, резултати кои се во согласност со горенаведените две студии.

Иако ГЈЦ добиваат популарност во ортодонтската пракса за бондирање на брекетите претежно поради нивниот кариостатски ефект, сепак се тврди дека

тивните карактеристики покажуваат послаба врска во споредба со композитните смоли. Ова е потврдено и во студијата на Algera et al.⁴⁶, каде што примероците бондирали со композитна смола покажуваат појака врска во споредба со ГЛЦ кои покажуваат посебни резултати.

Во студијата на Durrani et al.⁴¹, резултатите од SBS помеѓу Transbond XT и Heliosit Orthodontic покажале сигнификантна разлика, имено, врската со Transbond XT била повеќе од два пати појака од онаа со Heliosit Orthodontic, иако и двата атхезиви покажале резултати кои се клинички прифатливи.

Во студијата на Cheng et al.⁴⁷, кој испитувал различни начини на нагризување при бондирањето со Fuji Ortho LC, за разлика од Transbond XT кој служел како контролна група; резултатите покажале дека при истата процедура на нагризување кај двете атхезиви, јачината на врската била статистички повисока кај Fuji Ortho LC. Sfondrini et al.⁴⁸ не забележал сигнификантна разлика во јачината на врската при нагризување и бондирање со композитна смола и ГЛЦ модифицирани со смола, но во ситуација кога брекетите се бондирали без нагризување, јачината на врската била статистички повисока кај композитната смола.

Markovic et al.³³ во неговата студија ја испитувале јачината на врската на Fuji Ortho LC и други три атхезиви врз база на композитни смоли. Резултатите на Fuji Ortho LC биле статистички инфериорни во споредба со другите атхезиви, иако сепак биле задоволителни за клинички цели.

Во поглед на типот на брекетите, металните и керамичките брекети се разликуваат меѓу себе освен според естетиката и според другите својства. Некои автори тврдат дека брекетите кај кои ретенцијата е главно хемиска не даваат толку цврста врска со забот, но други автори, пак го тврдат спротивното, имено дека хемиската ретенција дава сигнификантно појака врска во споредба со брекетите со ретенциона решетка во нивната база.⁴⁹

Кај брекетите со хемиска ретенција, во базата од алуминиум оксид е додадено стакло третирано со силан како средство за врзување. Силанот се спојува со стаклото и има слободни краеви на неговите молекули кои реагираат со било кој од акриличните бондинг материјали. Притоа, се добиваат многу јаки бондинг врски, кои може и да ја надминат резистентноста кон фрактурите во потенките делови на керамичките брекети. Во другата страна, мазните површини на керамичките брекети дозволуваат подобро диспергирање на притисокот преку целата атхезивна врска без присуство на локализирани места подложни на стрес.⁵⁰

Употребата на керамичките брекети значително ја подобрува естетиката, но проблемот со нив е многу цврстата врска со забот при што можно е да се појават несакани ефекти при нивното дебондирање; како пукнатини во површината на емајлот. Керамичките брекети се многу кршиливи и нивната димензионална промена е помала од 1%, при што при дебондирањето можно е да се појават и фрактури во самите керамички брекети. Во тој случај, поради поголемата количина на брекет и атхезив останати за забот, потребно е чистење со абразивни борери што може да доведат до губење на дел од површинскиот емајл.^{14,15}

Повеќе студии тврдат дека керамичките брекети со силанизирана база имаат сигнификантно поцврста врска во споредба со металните брекети (Joseph and Rossouw).⁵¹ Mundstock et al.⁵², нагласува дека јачината на врската кај металните брекети е инфериорна во споредба со керамичките брекети.

Во студиите на Reddy et al.³⁰, Casanovas de Carvalho et al.⁵³, Cacciafesta et al.¹⁴, Yassaei et al.¹⁵, примероците бондирани за керамички брекети со хемиска врска покажале поцврста врска и сигнификантно повисоки статистички резултати во споредба со металните брекети.

Во студијата на Uysal et al.²³ керамичките брекети бондирани со конвенционално нагризување со ортофосфорна киселина покажале највисоки резултати за јачината на врската, додека керамичките брекети бондирани со самонагризувачки прајмери имаат слични резултати како металните брекети бондирани со конвенционално нагризување со ортофосфорна киселина.

Овој факт ни укажува дека комбинацијата на конвенционалното нагризување со ортофосфорна киселина и бондирањето со керамички брекет со силанизирана база ја дава најцврстата бондинг врска, но сепак оваа врска има и свои несакани ефекти особено при дебондирањето.

Оштетување на врската се јавува или во делот меѓу брекетот и атхезивот или во делот меѓу емајлот и атхезивот. Попуштањето на бондинг врската меѓу брекетот и атхезивот е поповоано, поради тоа што во тој случај емајлот е интактен, но сепак отстранувањето на останатиот дел од атхезивот одзема време и постои можност за оштетување на емајлот при употребата на ротирачките инструменти. Во случај кога попуштањето на врската е во делот меѓу емајлот и атхезивот, останата е помала количина на атхезив врзан за емајлот, но постои можност за појава на фрактури во површинскиот слој на емајлот особено при дебондирањето на керамичките брекети.^{15,54}

Поради сигнификатно повисоката јачина на врската кај керамичките брекети, стресот при дебондирањето може да се префрли од врската брекет-атхезив во врската атхезив-емајл, ефект кој најверојатно ќе го оштети емајлот при дебондирање.⁵⁵

Поранешни студии тврдат дека врската кај металните брекети најчесто попушта во делот меѓу брекетот и атхезивот, додека од друга страна врската кај керамичките брекети најчесто попушта во делот меѓу емајлот и атхезивот⁵¹, што може да се потврди и во студијата на Reddy et al.⁵⁶, кој нагласува дека како несакан ефект во неговата студија е загубата на површински слој на емајлот при дебондирањето на керамичките брекети.

Горенаведените тврдења исто така се согласуваат и со студијата на Maurício da Rocha et al.⁵⁷, кој тврди дека во неговото испитување кај сите групи во кои се користени керамички брекети во емајлот биле присутни ерозии, пори, депресии и загуба на апризматичен слој на емајл. Во студијата на Fernandes Kitahara-Céia et al.⁴⁹ најчестото место на попуштање на врската кај керамичките брекети била врската меѓу атхезивот и емајлот и кај сите примероци со керамички брекети биле

забележани алтерации на површината на емајлот при дебондирање. Споредено со другите брекети, кај керамичките било потребно користење на поголема сила за да се дебондираат брекетите. Во студијата на Cacciafesta et al.¹⁴, кај сите керамички брекети со хемиска ретенција, атхезивите попуштале на ниво на атхезив-емајл и повеќе од 90% од атхезивот бил останат бондиран за базата на брекетот, што укажува на појака атхезија за брекетот отколку за забот.

Во делот на резултатите од EDX анализите беше измерен квантумот на хемиските елементи во селектираната површина на атхезивите и во случајно избрани точки во површината на емајлот.

Во атхезивот *Transbond XT Light Cure Adhesive*, елемент со најголема застапеност е Si – силициум. Разликата во квантумот на елементите помеѓу примероците бондирани со *Transbond XT* за керамички и метален брекет се сигнификантни само за примероците врзани 1 недела пред испитувањето за Si, P и Ca.

Кај атхезивот *Heliosit Orthodontic*, C – јаглеродот е со дури пет-шест пати поголема застапеност од Si – силициум и со минимално присуство на Al-алуминиумот; што укажува на поголема застапеност на смолата во однос на полнилото.

Кај атхезивот *Fuji Ortho LC*, елементи со најголема застапеност се силициумот – Si, алуминиумот-Al и мора да се потенцира и присуството на Флуор-F. Разликата во квантумот на елементите помеѓу примероците бондирани со *Fuji Ortho LC* за керамички и метален брекет се сигнификантни за Силициумот – Si во примероците врзани 3 недели пред испитувањето, за Флуор-F во примероците врзани 2 недели пред испитувањето и за P – фосфор и Ca – калциум во примероците врзани 1 недела пред испитувањето.

Во резултатите на линиските скенови и прикажаните графикони со вредностите на елементите вдолж линијата на скенот, кај сите примероци бондирани со *Fuji Ortho LC* за метален и за керамички брекет може да се забележи

дека вредностите на Флуор-Ф покажуваат покачување на вредностите пред местото на преодот од забот кон атхезивот, што укажува на поголема апсорпција на флуор во површинскиот слој на емајлот. Вредностите, пак, на Р – фосфор и Са – калциум покажуваат опаѓање на вредностите пред местото на преодот од забот кон атхезивот, што најверојатно е резултат на деминерализација на површинскиот слој на емајлот од нагризувањето со киселина.

Ефективна превенција против деминерализацијата на емајлот при ортодонтската терапија е неопходна, поради фактот што ортодонтските брекети претставуваат ретенциони места за задржување на плакот.^{58,59} Во студијата на Maaitah et al.⁶⁰, од 230 пациенти кај 71.7% се развиле 1 до 12 бели дамки до крајот на терапијата и 69.8% од нив прикажале добра орална хигиена пред почетокот на ортодонтската терапија. Затоа присуството на флуор е многу важно во превенцијата на кариозните лезии и ортодонтските бондинг атхезиви кои го имаат својството за испуштање на флуоридни јони имаат предност од овој аспект.⁶¹

Испуштањето на флуоридните јони кај ортодонтските атхезиви е различно. Количината на флуор испуштена од ГЛЦ модифицирани со смола го достигнува максимумот во првите 24ч од бондирањето и постепено се намалува до 14-иот ден кога и се стабилизира.^{58,59}

Резултатите на овие студии не се согласуваат со нашите резултати, поради фактот дека вредностите на флуор во нашата студија измерени со семиквантитативна EDX анализа на точки кај примероци бондирани 3 недели пред испитувањето беа секогаш повисоки од примероци бондирани 1 недела пред испитувањето, што значи вредностите на флуор во нашата студија се повисоки во 21 ден отколку во 7 ден, што најверојатно се должи на акумулацијата на флуоридните јони со текот на времето во површинските слоеви на емајлот.

Јачината на бондинг врската во ортодонтските атхезиви е широко испитувана. За зголемување на цврстината, намалување на дименционалните промени и подобрување на манипулатијата во композитни смоли се додаваат

полнители.⁶² Полнетоста на еден материјал е одговорна за неговите механичките својства, што значи повеќе полнет ортодонтски атхезив дава поцврста бондинг врска од помалку полнетите атхезиви.^{62,63}

Големината на честичките на полнителот е различна кај различните ортодонтски атхезиви. Во составот на Transbond XT присутни се големи честички, а Heliosit Orthodontic изгледа како неполнет композит со ретки и мали честички распространети низ смолата.⁶² Transbond XT тежински располага со 70-80% полнител и мала количина на смола (15-30%), додека Heliosit Orthodontic има 14% полнител и голема количина на смола (85%).¹⁹ Со присуството на мало количество на полнител кај атхезивите се зголемува полимеризационата контракција и ова може да предизвика микропростори помеѓу емајлот и атхезивот, појава која може да иницира несакани ефекти како појавување на бели дамки. Механичките својства на композитните смоли со поголема концентрација на честички од полнител со различни големини даваат подобри резултати.⁶²

Малото количество на полнител кај Heliosit Orthodontic е во согласност со резултатите од EDX анализата од нашата студија, при што вредностите на Јаглерод – С се многу повисоки од тие на Силициум – Si.

Анализирањето на компресивната сила, тензионата сила и микроцврстината се од суштинско значење за потврдување и споредување на механичките особини на различни дентални материјали при што може да заклучиме кој материјал дава подобри клинички перформанси наспроти мастиаторните и ортодонтските сили.²⁹

Земајќи го во предвид фактот дека компресивната јачина (CS) е важен параметар во одредувањето на флексионата сила (FS). Зголемувањето на FS во ортодонтските атхезиви корелира со зголемувањето на SBS и TBS на брекетот со емајлот.^{37,38}

Вредностите на јачината на ГЈЦ е тешко да се споредат поради големата варијабилност во условите за изведување на тестовите и користените материјали,

односно зависат од составот, процесот на подготовкa, големината на честичките од прашокот, концентрацијата и молекуларната тежина на течноста и соодносот прашок/течност. Соодносот смола/ГЈЦ во ГЈЦ модифицирани со смола ги утврдува физичките и механичките особини.⁶⁴

Тестовите на компресивна сила (Compressive Strength – CS) овозможуваат коректно утврдување на механичките својства на различни материјали и најчесто се користи при тестирањето на кршиливи материјали како ГЈЦ. CS е многу важен индикатор за однесувањето на овие материјали во однос на мастикацијата.

Во одредувањето на CS, две аксијални сили се нанесуваат на материјалот во спротивни насоки, при што неговите молекуларни компоненти се донесуваат поблиску една до друга.⁶⁵ Препораките на ADA (Американската Дентална Асоцијација) за CS е вредност од минимум 65 MPa.⁶⁶ Во нашата студија при испитувањето на CS, сите атхезиви ја постигнаа минималната граница на ADA.

Како убедливо најјак материјал во нашата студија се покажа Transbond XT, потоа Heliosit Orthodontic со мала разлика пред Fuji Ortho LC. Земајќи го во предвид фактот дека Heliosit Orthodontic е композитна смола, иако овие вредности се клинички прифатливи, сепак се релативно ниски. Сепак, ова се оправдува со соодносот полнило/смола каде Heliosit Orthodontic се претставува како неполнет композит.

Не постои сигнификантна разлика меѓу групите на примероците кај соодветните атхезиви, но постои сигнификантна разлика во Група 1 и Група 3 меѓу Transbond XT и Heliosit Orthodontic, Transbond XT и Fuji Ortho LC.

При процесот на мерење на CS, атхезивите покажаа различни својства. Transbond XT се покажа како најцврст и при кршење на примероците се распаѓаше во многу ситни парчиња; Heliosit Orthodontic се покажа како атхезив со голема стапка на еластичност и димензионална деформација пред кршење на примероците; додека кај Fuji Ortho LC при кршење на примероците фрактурната линија секогаш беше во дијагонален правец на цилиндричниот примерок.

Сумарно, Transbond XT Light Cure Adhesive е еден од најдобрите ортодонтски атхезиви, со идеална врска и со емајлот и со брекетот без појава на микропростори меѓу нив, добро полнет и механички многу цврст и супериорен над останатите атхезиви во нашата студија. Heliosit Orthodontic објективно дава подобра врска со базата на брекетот отколку со емајлот каде се појавуваат микропростори, иако спаѓа во групата на композитни смоли сепак неговите механички особини се слаби но клинички прифатливи, издржува голем степен на дименционална деформација пред да се фрактурира. Fuji Ortho LC објективно дава многу цврста врска со емајлот без попуштање на врската во преодот емајл-атхезив, со појава на фрактурни линии во атхезивот кои продолжуваат во површината на емајлот, со слаба врска со базата на брекетот карактеризирана со појава на микропростори.

Според сето претходно изложено, а поткрепено со резултатите од нашите испитувања и компарација со други публицирани студии, може да се укаже дека при одбирање на ортодонтски атхезив треба да се земат во предвид физичките и механичките својства, хемиските својства, антикариогениот потенцијал и биокомпатибилноста на материјалот.

ЗАКЛУЧОЦИ

Анализирајќи ги резултатите кои ги добивме во нашите испитувања и имајќи во предвид дека и покрај сите напори во нив да се реплицира оралната средина, *in vitro* студиите сепак имаат ограничувања, можеме да заклучиме дека:

- Идеална врска со емајлот без појава на микропростори меѓу нив покажа Transbond XT Light Cure Adhesive; но Fuji Ortho LC објективно дава многу цврста врска со емајлот без попуштање на врската на ниво на интерфејсот емајл-атхезив, при што се добива впечаток на многу цврста врска со емајлот поради микропукнатините кои секогаш се присутни во внатрешноста на површината на емајлот, но никогаш во преодот емајл-атхезив;
- Комбинацијата на конвенционалното нагризување со ортофосфорна киселина и бондирањето со керамички брекет со силанизирана база дава најјака атхезија, но сепак оваа врска има и свои несакани ефекти особено при дебондирањето;
- При мерење на компресивната сила, најдобри мехнички карактеристики покажа Transbond XT Light Cure Adhesive, што најверојатно се должи на соодносот полнило/смола кој игра важна улога во механичките својства на атхезивот;
- Најдобар антикариоген потенцијал покажа Fuji Ortho LC, каде беше забележано зголемување на нивото на флуоридни јони во површинските слоеви на емајлот како резултат на нивно испуштање од ортодонтскиот атхезив.

РЕФЕРЕНЦИ

1. Asbell MA. A brief history of orthodontics. AJODO 1990;98(2):176-183
2. Weinberger BW. Historical resume of the evolution and growth of orthodontia. J Am Dent Assoc 1934;21:2001-2021.
3. Evans D. The history of braces &orthodontics. Accessed May 2014. Available from: http://www.davidevansdds.com/history_of_braces.php
4. Paladin P. Orthodontists mark centennial of dentistry`s oldest, largest speciality. Accessed May 2004. Available from: <http://www.braces.org/history/>
5. Wahl N. Orthodontics in 3 millenia. Chapter 1. Antiquity to the mid-19th century. Am J Orthod Dentofacial Orthoped 2005;127:255-259.
6. Casto F. A historical sketch of orthodontia. Dent Cosmos 1934;76:111-135.
7. Milton B. Asbell. A brief history of orthodontics. AJODO 1990;98(3):206-213.
8. Wahl N. Orthodontics in 3 millenia. Chapter 2. Entering the modern era. Am J Orthod Dentofacial Orthoped 2005;127:510-515.
9. Wahl N. Orthodontics in 3 millenia. Chapter 5. The American Board of Orthodontics, Albert Ketcham and early 20th century appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthoped 2005;128:535-540.
10. Wahl N. Orthodontics in 3 millenia. Chapter 9. Functional appliances to midcentury. Am J Orthod Dentofacial Orthoped 2006;129:829-833.
11. Başaran G, Veli I. Modern etching and Bonding Materials in Orthodontics. Principles in Contemporary Orthodontics , Dr.Silvano Naretto, ISBN: 978-953-307-687-4. Available from: <http://www.intechopen.com/books/principles-in-contemporary-orthodontics/modern-etching-and-bondingmaterials-in-orthodontics>
12. Indian Dental Academy. Evolution of orthodontics brackets. Accessed February 2013. Available from: <http://www.slideshare.net/indiadentalacademy/brackets-in-orthodontics-orthodontic-courses-in-india-indian-dental-academy>
13. Swartz ML. Ceramic brackets. J Clin Orthod 1988;22:83-88.
14. Cacciafesta V, Süßenberger U, Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. Eur J Orthod 1998;20:177-187.
15. Yassaei S, Davari A, Moghadam MG, Kamaei A. Comparison of shear bond strength of RMGI and composite resin for orthodontic bracket bonding. J Dent, Tehran University of Medical Sciences 2014;11(3):282-289.
16. Movahhed HZ, Øgaard B, Syverud M. An in vitro comparison of the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer cement and a composite adhesive for bonding orthodontic brackets. Eur J Orthod 2005;27:477-483.

17. Ramazanzadeh AB, Merati Mohsen, Shafaee H, Dogon L, Sohrabi K. In vitro evaluation of an experimental method for bonding of orthodontic brackets with self-adhesive resin cements. *Eur J Gen Dent* 2013;2(3):264-269
18. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Noga E, Scribante A, Klersy C. In vitro bond strength evaluation of four orthodontic cements. *J Adh Dent* 2010; 12(2):131-135.
19. Scribante A et al. The influence of No-Primer Adhesives and Anchor Pylons Bracket Bases on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. BioMed Research International. Accessed July 2013. Available from: <http://dx.doi.org/10.1155/2013/315023>
20. Chalipa J, Akhondi MSA, Arab S, Kharrazifard MJ, Ahmadyar M. Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with nano-filled composites. *J Dent, Tehran University of Medical Sciences* 2013;10(5):461-465.
21. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126:717-724.
22. Fjeld M, Øgaard B . Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:575-581.
23. Uysal T, Ustdal , Kurt G. Evaluation of shear bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Eur J Orthod* 2010;32:214-218.
24. Chu Ch H et al. Orthodontic bonding with self etching primer and self-adhesive systems. *Eur J Orthod* 2011;33:276-281.
25. Naidu E et al. Shear bong strength of orthodontic resins after caries infiltrant preconditioning. *Angle Orthodontist* 2013;83:306-313.
26. Tufekci E, Dixon JS, Gunsolley JC, Lindauer SJ. Prevalence of white spot lesions during orthodontic treatment with fixed appliances. *Angle Orthodontist* 2011;81:206-210.
27. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod* 1982;81:93-98.
28. Kirovski I, Madzarova S. Tensile bond strength of a light-cured glass ionomer cement when used for bracket bonding under different conditions: an in-vitro study. *Eur J Orthod* 2000;22:719-723.
29. Farret MM et al. Assessment of the mechanical properties of glass ionomer cements for orthodontic cementation. *Dental Press Journal of Orthod.* 2012;17(6):154-159.
30. Reddy YG et al. Shear Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets: An in-vitro Comparative Study. *J Clin Diagn Res* 2013;7(7): 1495-1497.

31. Zachrisson B, Vanarsdal RL. (Bonding in Orthodontics): Gruber. Current principles and Techniques; Mosby Year Book, St Louis (1994):542.
32. Velo S, Carano A, Carano A. Self-etching vs. traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study. *Orthodontics & Craniofacial Research* 2002;5(3):166–169.
33. Markovic E, Glisic B, Scepan I, Markovic D, Jokanovic V. Bond strength of orthodontic adhesives. Association of Metallurgical Engineers of Serbia Scientific paper AMES UDC:611.314:616-089.23.08=861
34. Øilo G. Biodegradation of dental composites/glass ionomer cements. *Adv Dent Res.* 1992;6:50-4.
35. Matasa C. Microbial attack of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:132-41.
36. Bishara SE, Soliman M, Laffon JF, Warren J. Shear bond strength of a new high fluoride release glass ionomer adhesive. *Angle Orthodontist* 2008; 78(1): 125-128.
37. Jun Li. Effect of flexural strength of orthodontic resin cement on bond strength of metal brackets to enamel surfaces. *Eur J Orthod* 2011;33:167–173.
38. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res.* 1990;69(12):1791-9.
39. Reynolds JR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975;2:171.
40. Flores T, Mayoral JR, Giner L, Puigdollers A. Comparison of enamel-bracket bond strength using direct and indirect bonding techniques with a self-etching ion releasing S-PRG filler. *Dent Mater J* 2015; 34(1):41–47.
41. Durrani OK. et al. In-vitro comparison of shear bond strength of Transbond XT and Heliosit Orthodontic as direct bracket bonding adhesives. *Pakistan Oral & Dental J* 28(2):203-206.
42. Lopez JI. Retentive shear bond strengths of various bonding attachment bases. *Am J Orthod* 1980; 77(1): 669-78.
43. Horiuchi SH. et al. Enamel bonding of self-etching and phosphoric acid-etching orthodontic adhesives in simulated clinical conditions: Debonding force and enamel surface. *Dent Mater J* 2009; 28(4): 419–425.
44. Iijima M. et al. Bond Strength Comparison and Scanning Electron Microscopic Evaluation of Three Orthodontic Bonding Systems. *Dent Mater J* 2008; 27(3): 392 - 399.
45. Torres Lugato ICP, Pignatta LMB, Arantes FdM, Almada Santos EC. Comparison of the shear bond strengths of conventional mesh bases and sandblasted orthodontic bracket bases. *Braz Oral Res.* 2009;23(4):407-14.
46. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of different bracket base surfaces on tensile and shear bond strength. *Eur J Orthod* 2008;30:490–494.
47. Cheng HY. et al. Bond strength of orthodontic light cured resin modified glass ionomer cement. *Eur J Orthod* 2011;33:180–184.

48. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high intensity light curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin modified glass ionomer. Amer J Orthod Dentofac Orthop 2001; 119: 30–35.
49. Kitahara-Céia FMF, Mucha JN, dos Santos PAM. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134:548-55.
50. Jena AK, Duggal R, Mehrotra AK. Physical Properties and Clinical Characteristics of Ceramic Brackets: A Comprehensive Review. Trends Biomater. Artif. Organs. 2007;20(2) pp000-000
51. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. Amer J Orthod Dentofac Orthoped 1990;97: 121–125.
52. Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. Amer J Orthod Dentofac Orthoped 1999;116: 635–641.
53. Casanovas de Carvalho RC. et al. Evaluation of shear bond strength of orthodontic resin and resin modified glass ionomer cement on bonding of metal and ceramic brackets. RSBO. 2012;9(2):170-6.
54. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L. Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket. Amer J Orthod Dentofac Orthoped 1997;112: 552–559.
55. Winchester LJ. Bond strength of five different ceramic brackets: an in vitro study. Eur J Orthod.1991;13(4):293-305.
56. Reddy KD, Kishore MSV, Safeena S. Shear Bond Strength of Acidic Primer, Light-Cure Glass Ionomer, Light-Cure and Self Cure Composite Adhesive Systems - An In Vitro Study. J Int Oral Health 2013;5(3):73-78.
57. Rocha JM. et al. Shear bond resistance and enamel surface comparison after the bonding and debonding of ceramic and metallic brackets. Dental Press J Orthod. 2014;19(1):77-85.
58. Santos RL. et al. Long-Term Fluoride Release from Resin-Reinforced Orthodontic Cements Following Recharge with Fluoride Solution. Braz Dent J 2010;21(2):98-103.
59. Santos RL, Pithon MM, Fernandes ABN, Carvalho FG, Cavalcanti AL, Vaitsman DS. Fluoride Release/Uptake from Different Orthodontic Adhesives: A 30-Month Longitudinal Study. Braz Dent J 2013;24(4):410-414.
60. Maaitah EFA, Adeyemi AA, Higham SM, Pender N, Harrison JE. Factors affecting demineralization during orthodontic treatment: a post-hoc analysis of RCT recruits. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:181-91.
61. Caldeira EM, Osorio A, Oberosler ELC, Vaitsman DS, Alviano DS, Nojima MCG. Antimicrobial and fluoride release capacity of orthodontic bonding materials. J Appl Oral Sci. 2013;21(4):327-34.
62. Vilchisa RJS, Hottab Y, Yamamoto K. Examination of Six Orthodontic Adhesives with Electron Microscopy, Hardness Tester and Energy Dispersive X-ray Microanalyzer. Angle Orthodontist 2008;78(4):655-661.

63. Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater* 2010;26:1144-1150.
64. Aratani M, Pereira AC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Consani S. Compressive strength of resin-modified glass ionomer restorative material: Effect of P/L ratio and storage time. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(4):356-359.
65. Aguiar DA, Ritter DE, Rocha R, Locks A, Borgatto AF. Evaluation of mechanical properties of five cements for orthodontic band cementation. *Braz Oral Res.* 2013;27(2):136-141.
66. American Dental Association. Council on Dental materials, Instruments, and Equipment. ANSI/ADA specification nº 66 for dental glass ionomer cements. *J Am Dent Assoc.* 1989 Jul;119(1):205.