

Универзитет "Св. Кирил и Методиј", Скопје
Стоматолошки факултет
Клиника за фиксна стоматолошка протетика

Никола К. Гиговски

**ЕВАЛУАЦИЈА НА КЛИНИЧКИ ВАЖНИ
КАРАКТЕРИСТИКИ КАЈ РАЗЛИЧНИ ВИДОВИ
ПЕРМАНЕНТНИ ФИКСНОПРОТЕТИЧКИ
ЦЕМЕНТИ**

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

Ментор: Проф. д-р сци Ерол Шабанов

СКОПЈЕ, 2006 г.

КОМИСИЈА ЗА ОДБРАНА:

1. Проф. д-р Елена Петкова, dr. sci
2. Проф. д-р Ерол Шабанов, dr. sci
3. Проф. д-р Јагода Бајевска, dr. sci
4. Проф. д-р Драгољуб Велески, dr. sci
5. Проф. д-р. Евдокија Јанкуловска, dr. sci

СОДРЖИНА

Кратка содржина	1
Abstract	3
1. Вовед	5
2. Литературен преглед	14
2.1. Средства за перманентно цементирање	15
2.1.1. Цинк фосфат цемент	19
2.1.2. Поликарбоксилат цемент	23
2.1.3. Глас јономер цемент	25
2.1.4. Хибрид цемент	29
2.2. Влијание на цементот врз позицијата на коронката ...	31
2.2.1. Дебелина на цементен слој	31
2.2.2. Оклузална елевација	35
2.2.3. Хоризонтална маргинална стапалка	43
2.3. Ретенциска сила на цементите	47
2.4. Растворливост на цементите	52
3. Цели на трудот	58
4. Материјал и метод	60
5. Резултати	68
6. Дискусија	88
7. Заклучоци	119
8. Дополток	123
9. Литература	139

КРАТКА СОДРЖИНА

Тенденциите за севкупно перфекционирање на процедурите, инструментите и материјалите кои се користат при фиксно-протетичките интервенции во доменот на цементирањето резултираа со усовршување на постоечките и појава на нови видови средства за перманентно цементирање на фикснопротетичките конструкции кои би требало да допринесат оваа финална фаза во протетичката терапија да се изведува посигурно и полесно. Предмет на интерес во ова истражување се различните видови цементи што денес стојат на располагање при што беа подложени на евалуација неколку нивни карактеристики кои се клинички важни и директно влијаат врз исполнувањето и долготрајноста на основната функција на перманентниот цемент за интеграција меѓу биолошките и техничките делови на фикснопротетичкото помагало. Притоа, како цел на истражувањето се постави изнаоѓањето и споредувањето на просечниот износ на селектираните карактеристики кај различни видови средства за цементирање и тоа дебелината на цементниот слој, елевацијата на конструкцијата по цементирањето, големината на хоризонталната рабна дискрепанција, силата на ретенција и растворливоста.

Како материјал за работа се одбраа 4 видови перманентни цементи: цинк фосфат, глас јономер, хибрид и цинк поликарбоксилат. Беа изработени вкупно 360 експериментални примероци поделени според изгледот и техниката за работа во 3 различни серии со по 120 единици. Секоја серија е дополнително поделена во 4 групи од по 30 примероци. Со комбинирани клинички симулирани и лабораториски *in vitro* техники препорачани со ИСО и АДА/АНСИ спецификациите се изведоа прецизни мерења на одбраните параметри со што се добија директни нумерички показатели за вредностите на испитуваните карактеристики.

Според резултатите, најмала просечна дебелина на цементниот слој од $29,23 \pm 7,08 \mu\text{m}$ е измерена кај цинк фосфатот, додека поликарбоксилатот со просечно $41,67 \pm 10,70 \mu\text{m}$ покажа статистички значајно подебел слој во однос на другите видови испитувани цементи. И по однос на елевацијата на конструкцијата по цементирањето редоследот на цементите е ист со најмала просечна вредност од $44,27 \pm 15,22 \mu\text{m}$ измерена кај цинк фосфатот, а најголема од $58,03 \pm 15,22 \mu\text{m}$ кај поликарбоксилатниот цемент.

Хоризонталната рабна стапалка што ја формираат артефицијалните коронки уште пред цементирањето е со големина од над 0,3 мм, а по цементирањето статистички значајно се покачува за 5,32 - 6,95 % во зависност од видот на употребениот цемент.

Хибридниот цемент со просечна сила на раздвојување од $324,37 \pm 66,54 \text{ N}$ покажа статистички значајно појака ретенција споредено со $274,13 \pm 72,62 \text{ N}$ измерени кај глас јономерот, $269,50 \pm 67,34 \text{ N}$ кај цинк фосфатот и $244,40 \pm 72,88 \text{ N}$ кај поликарбоксилатот.

Најголема растворливост на испитуваните материјали се измери во првите 24 ч. по врзувањето на замешаната цементна смеса со износ на загубена маса од 0,28 % кај цинк фосфатот, 0,32 % кај хибридниот, 0,51 % кај поликарбоксилатот и 0,57 % кај глас јономер цементот. По овој иницијален период загубата на маса заради растворливост постапно опаѓа за да меѓу втората и третата недела таа се стабилизира по што процесот на растворање е минимален.

Резултатите од истражувањето наведуваат да заклучиме дека испитуваните видови средства за перманентно цементирање покажуваат задоволителни карактеристики кои сепак не секогаш се во рамките на актуелно пропишаните строги норми и стандарди и сеуште се со потенцијал да генерираат несакани клинички последици. Прецизното познавање на овие карактеристики, нивниот износ и реперкусиите што тие евентуално можат да ги предизвикаат при клиничката работа се податоци неопходни за правилен избор на средството за перманентно цементирање.

ABSTRACT

EVALUATION OF SOME IMPORTANT CLINICAL CHARACTERISTICS IN DIFFERENT TYPES OF PERMANENT LUTING CEMENTS

Continuous improvement of existing labels and fabrication of new types of permanent cements for luting of fixed prosthetic restorations enables us to perform this final stage of the rehabilitation process easier and safer. The field of interest of the investigation are different types of actually available luting cements analysed through evaluation of some of their characteristics important in everyday dental practice. The aim is to measure and compare the values of the selected characteristics in different types of cements. These characteristics include the cement film thickness, the vertical elevation and the horizontal marginal discrepancy of prosthetic restoration due to the cementation procedure, the retention force and the solubility of the cements.

Four different types of cements were selected: zinc phosphate, glass ionomer, hybrid and zinc polycarboxilate cement. Totally 360 samples equally divided in 3 series according to the experimental method were fabricated. Each serie was additionally divided in 4 groups according to the number of the cement types investigated. The precise measuring of selected parameters were performed using *in vitro* laboratory tests recommended by ISO and ADA/ANSI specifications and also clinical condition simulation techniques.

The lowest cement film thickness of mean $29,23 \pm 7,08 \mu\text{m}$ was measured in zinc phosphate cement, while zinc polycarboxilate exhibits $41,67 \pm 10,70 \mu\text{m}$ which is significantly higher thickness compared to other 3 types. Concerning the post-cementation vertical elevation, the range of cements is the same with the lowest elevation of mean $44,27 \pm 15,22 \mu\text{m}$ measured in zinc phosphate and the highest of $58,03 \pm 15,22 \mu\text{m}$ for polycarboxylate cement.

The horizontal marginal discrepancy of artificial crowns before cementation is over 0,3 mm thick. After cementation it increases significantly for 5,32 - 6,95 %, depending on the cement type used.

Hybrid cement has shown a mean $324,37 \pm 66,54$ N pull-up force for deviding the arteficial crown of the abutment which was significantly higher compared to glass ionomer ($274,13 \pm 72,62$ N), zinc phosphate ($269,50 \pm 67,34$ N) and zinc polycarboxilate cement ($244,40 \pm 72,88$ N).

The selected permanent cements exhibited the highest solubility for the initially 24^h period of immersion in destiled water with mass loss of 0,28 % for zinc phosphate, 0,32 % for hybrid, 0,51 % for polycarboxilate and 0,57 % for glass ionomer cement. After this initial period the mass loss due to solubility and desintegration decreased and at the end of the third week it was minimal.

Regarding the obtained results the final conclusion is that the selected different types of cements have the acceptable characteristics although they are not always meeting the actual standards and norms. There isn't a cement type with all characeristics superior compared to the others.

The precise evaluation of all these basic data including their possible influence in everyday practice are necessary for the exact selection of the permanent cement in every single case.

1. ВОВЕД

Процесот на фикснопротетичката реставрација на парцијалната беззабост се состои од серија последователни клинички и лабораториски процедури и завршува со фаза наречена цементирање. По дефиниција, цементирањето претставува "исполнување на просторот меѓу коронката и забното трупче со цемент и фиксирање на конструкцијата на однапред определеното место"⁽⁶⁶⁾. Со оваа фаза всушност се врши интеграција меѓу две разнородни структури - од една страна природниот биофундамент кој го сочинуваат препарираните носечки заби заедно со нивниот потпорен комплекс, а од друга страна артефицијалната техничка конструкција составена од вештачките коронки, единечни или заедно со телото на мостот. Само цврсто фиксирани овие две структури можат да формираат полновредна функционална целина. Дури и самото нивно име "фикснопротетички надоместоци" јасно укажува дека цврстото меѓусебно спојување претставува главна карактеристика на овој вид протетичка рехабилитација.

За изведување на оваа интеграција се користат средства за дефинитивно цементирање уште познати и како перманентни цементи. Овие материјали вообичаено се двокомпонентни, составени од прашок и течност или базна паста и активатор паста. Со замешувањето на двете компоненти се формира хомогена смеса која постапно се врзува за да по одреден период, кој вообичаено изнесува 3 - 10 минути, дојде до нејзино потполно стврднување. Во т.н. работен интервал, меѓу крајот на замешувањето и почетокот на стврднувањето, цементната смеса се аплицира во внатрешноста на вештачките коронки кои потоа се поставуваат на препарираните

носечки заби. На крај следи постапно налегнување на конструкцијата до крајната планирана позиција. Тоа се изведува со мануелен притисок од страна на терапевтот или со притисок од антагонистите при загриз на пациентот. Под дејство на ваквата компресија техничката конструкција интимно налегнува на носачите, а вишокот цемент се истиснува преку рабовите и по врзувањето се отстранува. Меѓу двете структури трајно останува многу тенок слој стврднат цемент како еден вид поврзувачки интермедиум. Овој слој уште се нарекува и цементен филм.

Фазата на цементирање, како финална клиничка процедура, вообичаено се смета за едноставна и рутинска, а средствата за цементирање се денес технолошки унапредени и лесни за ракување. Сепак, при нејзината реализација постои реална можност во релативно мал процент од случаите да се соочиме со одредени клинички несакани појави и компликации. Тие може да се последица на процедурата или на материјалот за цементирање. Некои од нив, како што се осетливост и болка на препарираните заби при цементирањето заради иритативноста на цементот или недоволно налегнување на конструкцијата предизвикано од предебелиот интерпониран слој цемент, може да се јават непосредно при самото цементирање. Други пак може да се манифестираат по одреден период од користењето на фикснопротетичкото помагало. Пример за такви одложени компликации се расцементирање на коронката или мостот, кариес на вратот на носечкиот заб како резултат на губење на херметичноста која треба да ја обезбеди цементниот слој на ниво на демаркационата линија итн.

Заради наброените потенцијални непријатности и компликации Jacobs и Windeler⁽³⁷⁾ цементирањето и материјалите што за него се употребуваат дури ги нарекуваат "слаба алка во синцирот од процедури со кои се изведува фикснопротетичката рехабилитација". Ваквата констатација е можеби премногу драстична но критичниот пристап е неопходен бидејќи цементирањето е терминална фаза од фиксното протезирање и ако не се изведе

внимателно, без да се имаат во предвид потенцијалните слабости на процедурата и материјалот, лесно може да се деградира целиот претходен макотрпен и скап процес колку и да бил тој перфектно изведен. Освен тоа, исто како и при другите стоматолошки процедури, така и при цементирањето се користат материјали кои не се вистински биолошки еквиваленти на природните ткива туку само прифатливи артефицијални сурогати. Оттаму, логично е дека одредени својства и карактеристики на средствата за перманентно цементирање може да имаат дискутабилно или дури и негативно клиничко влијание и значење.

На слично мислење се и други автори. Според Holz⁽³¹⁾, иако во последните неколку децении еволуцијата во стоматолошката струка оди во насока на константно перфекционирање на стоматолошките материјали и инструменти, праксата покажува дека добар дел од тие технолошки подобрувања и новини не би можеле да се оквалификуваат како вистински напредок па затоа е неопходна нивна постојана реevaluација. Dopovan и Cho⁽¹⁸⁾ исто така сметаат дека подобрувањето на одредени физички особини кај цементите не мора да резултира и со нивни подобрени клинички перформанси.

Сопствените искуства од клиничката пракса и резултатите добиени од претходни испитувања^(22,23,24) во значителна мерка го подржуваат овој став, но за да се даде релевантно и аргументирано мислење за поврзаноста на некоја клиничка појава со одредена карактеристика на употребениот материјал и да се одреди квалитетот и интензитетот на ваквата причинско-последична релација неопходна е прецизно насочена проверка и процена. Според Yearn⁽¹²³⁾, финалниот суд за квалитетот на секој дентален материјал може да се донесе само преку негова прецизна евалуација на два нивоа - со базични лабораториски испитувања и во клинички услови. Токму од овие констатации произлегоа иницијалната идеја и работната хипотеза за евалуација на некои карактеристики на перманентните цементи кои имаат директно клиничко значење.

За да се изведе вакво истражување најпрвин е потребно да се одговори на прашањата кои цемента да се испитуваат и кои нивни карактеристики да се анализираат?

Првата дилема доаѓа оттаму што денес на располагање ни стојат неколку видови средства за перманентно цементирање на фикснопротетичките конструкции. Иако изгледа парадоксално, точниот број различни видови перманентни цемента кои денес се користат е тешко прецизно да се детерминира и тоа не од причина што ги има многу туку заради фактот што некои од нив се скоро потполно исфрлени од употреба, а сеуште фигурираат во разни класификации, други се модификации на веќе постоечки видови, трети се само малку зајакнати привремени (темпорарни) цемента, четврти се всушност мешавини од 2 вида итн. При нашата селекција се раководеме според тоа секој од одбраните цемента да ги задоволи критериумите за глобална застапеност на користење, едноставна употреба и широко поле на индикации. Од тие причини за испитување беа одбрани цинк фосфатниот, глас јономерниот, хибридниот и поликарбоксилатниот цемент.

Што се однесува до карактеристиките на едно идеално средство за перманентно цементирање, тие мора да се во согласност и да задоволат низа од карактеристики, критериуми и барања. Притоа секако дека не се сите карактеристики на средството за цементирање со иста важност. Кај различни типови фикснопротетички изработки се приоритетни различни карактеристики. Така на пример, додека за една метална фасетирана конструкција е препорачливо употребениот перманентен цемент да не делува корозивно на металот од вештачките коронки, а неговата боја е практично ирелевантна, кај безметалните конструкции состојбата е инверзна, односно колоритетот на цементот е меѓу поважните приоритети, а корозискиот потенцијал без никакво значење. Сепак, одредени карактеристики на цементите имаат универзално клиничко значење без оглед за каков тип фикснопротетичка конструкција се работи. Селекцијата на овие карактеристики ја направивме поаѓајќи од тоа

колку се тие битни за да цементот ја исполни својата основна функција за интеграција меѓу носечките заби и конструкцијата. Без дилеми, за добра интеграција е најважно да се исполнат следните барања:

- прецизна позиција на вештачката конструкција спрема препарираниите заби, нивната маргинална гингива, соседните заби и забите анатагонисти онака како што е тоа планирано во тек на целиот процес на нејзино изработување,
- цврсто задржување на таа позиција (т.н. ретенција) во ситуација на постојана изложеност на дејство на разни функционални сили,
- долготрајност, стабилност и отпорност кон деградација на користениот перманентен цемент наспроти сите можни неповолни влијанија и услови во оралната средина.

Овие наброени барања добиваат на важност и заради фактот што тие исто така директно кореспондираат со одредени карактеристики на средствата за перманентно цементирање.

Првото барање се однесува конкретно на позицијата на гризната површина на конструкцијата спрема антагонистот, односно нивниот меѓусебен контакт уште познат и како "оклузија". Парадоксално е што постои можност прецизно детерминираната оклузија меѓу фикснопротетичката конструкција и антагонистите да биде компромитирана токму со актот на цементирање кога во просторот меѓу вештачката коронка и забот носач ќе се интерпонира цементен слој^(98,100). Овој цементен слој со својата дебелина секогаш, во помала или поголема мерка, го спречува налегнувањето на конструкцијата во финалната позиција заради што фиксираната артифицијална коронка или мост практично остануваат перманентно во состојба на (микро)елевација и (микро)супрапозиција. Евентуалниот штетен ефект на овој предвремен контакт ќе зависи од износот на вертикалната елевација и од компензаторните адаптивни способности на потпорниот комплекс на забите носачи и нивните антагонисти. Вообичаено, кај современите средства за перманентно

цементирање дебелината на слојот е минимална па се смета дека елевацијата на конструкцијата е толерантна и потпорниот апарат не е загрозен како при изразена трауматска оклузија.

Освен предвремениот контакт со анатагонистите на ниво на оклузалната површина дополнителен аспект поврзан со цементниот слој е позицијата на гингивалниот раб на вештачката коронка, поточно, прецизноста на рабното затворање. Имено, по цементирањето, работ на вештачката коронка отстојува од демаркационата граница на препарираниот заб носач за ист износ колку што заради елевацијата е поместена коронката. Кај препарациите со стапалка ова растојание просторно е со вертикална насока и е познато како "цервикална дискрепандија"⁽¹⁰²⁾, "вертикална дискрепандија"⁽⁹²⁾ или "инсуфициентно рабно налегнување"⁽⁸⁰⁾. Кај коронките изработени со тангенцијална препарација заедно со ваквата вертикална дислокација на работ се појавува уште една неусогласеност. Имено, по цементирањето се губи благо нагласениот преод кај нивниот гингивален раб и се создава мала, во луменот на гингивалниот сулкус издадена стапалка за која најдобро одговара терминот "хоризонтална маргинална дискрепандија". Јасно е дека оваа рабна стапалка не ја формира исклучиво перманентниот цемент бидејќи нејзиниот износ е всушност збир од дебелината на металниот раб на коронката и дебелината на цементот во зоната на рабното затворање. За разлика од субгингивалната позиција на работ на вештачката коронка која е во вертикална насока и е постојано цел на разни испитувања, величината на хоризонталната маргинална стапалка е помалку истражена наспроти фактот што и за неа се повеќе се етаблира мислењето дека има негативно пародонтолошко влијание бидејќи исто така генерира иритација на сулкусните структури што е прв чекор за појава на нивна инфламација. Од клиничката пракса е познато дека кај голем број корисници на фикснопротетички помагала често се јавува поизразена воспалителна гингивална реакција околу забите носачи споредено со состојбата на гингивата на соседните природни заби кај истиот пациент^(20,21,32,48).

Мирчев⁽⁶⁷⁾ наведува дека кај повеќе од половината фикснопротетички изработки уште во иницијалната фаза на нивното користење се јавува потреба од некакви корекции од кои добар дел се однесуваат на дотерување на рабовите на вештачките коронки како причинители за појава на гингивална реакција. Како причина за ова до скоро се посочуваше исклучиво вертикалното навлегување на рабовите на вештачките коронки во сулкусот^(79,86), но денес е веќе прифатено мислењето дека воспалителната гингивална реакција околу забите носачи исто толку се должи и на дебелината на рабовите, односно нивната хоризонтална издаденост која може уште повеќе да се потенцира со цементирањето⁽⁸⁴⁾. Заради овие причини во нашето истражување го вклучивме и мерењето на хоризонталната рабна стапалка иако нејзиниот вкупен износ е само делумно под влијание на цементниот слој што се формира во зоната на рабното затворање.

За исполнување на второто барање, а тоа е цврстото прикрепување на вештачката конструкција, се смета дека постојат два главни детерминирачки фактори. Првиот е самото средството за цементирање кое врши т.н. секундарна ретенција^(66,99), а вториот е геометријата на препарираното забно трупче⁽⁷⁸⁾, конкретно неговата висина и меѓусебниот однос на спротивните вертикални препарирани страни кои треба да се скоро паралелни или поточно слабо да конвергираат од гингивално кон оклузално со теоретски препорачан агол на вкупна конвергенција од 6°- 15°, односно просечно околу 10°⁽⁹²⁾. Но во пракса повремено се сретнуваме со проблеми при препарирање на правилниот дизајн на препарираниите носечки заби кај кои е невозможно да се обезбеди доволна висина, а исто така и барањето за нивниот благо назначен конусен изглед вообичаено не е строго почитувано и според наши сопствени истражувања закосеноста на нивните аксијални страни изнесува двојно повеќе од теоретски препорачаната вредност⁽²⁵⁾. Во контекст на овие сознанија очигледно дека ретенциската способност станува битна карактеристика на перманентниот цементот која не само што ја

гарантира цврстата интеграција меѓу конструкцијата и носачот кај добро препарираните заби, туку особено може да е од пресудно значење при случаите кога препарацијата отстапува од правилниот дизајн и геометрија. Ретенциската сила на цементот, позната уште и како "сила на раздвојување", "сила на кинење", "напон на смолкнување", или "отпорност на тензиска сила" е специфична карактеристика, различна за секој вид перманентен цемент.

Третиот клинички важен критериум е структурната стабилност и отпорност кон деградација на користениот цемент во регионот на гингивалната микропукнатина каде што е тој директно изложен на плакнење и растворање од страна на постојано присутните плувачка и сулкусна течност. Карактеристично за овие орални флуиди е нивната перманентна продукција и циркулација. Освен тоа во устата постојано се внесуваат и од надвор течности со различен состав, температура и рН. Сите тие постапно го влажнат, раствораат и дезинтегрираат цементот. Ова во регионот на демаркационата граница на препарацијата може да доведе до губење на херметичноста на спојот меѓу забното трупче и вештачката коронка и создавање циркуларен празен микропростор со низа потенцијални негативни последици - осетливост заради откривање на дентинот, акумулирање остатоци од храна и бактерии, кариес итн. Од клиничката пракса е познато дека токму вратот на препарираното забно трупче каде што завршува работ на вештачката конструкција и каде што е експониран цементниот слој претставува најчесто предилекционо место за појава на нов кариес кај забите носачи на фикснопротетички конструкции. Затоа е логично дека средството за перманентно цементирање со поизразена склоност кон диссолуција (растворање) и дезинтеграција може релативно брзо да се исплакне и да ја компромитира ретенцијата, а исто така е со клинички поголем ризик за појава на кариес со опишаната локализација.

За само мал дел од сите барани карактеристики на цементите постојат препорачани реперни вредности. Се работи всушност за стандарди пропишани од *International Standard's*

Organisation (ISO), British Standard (BS), American Dental Organisation / American National Standard Institute (ADA / ANSI), Australian Standard (AS), итн. Eichner⁽¹⁹⁾ ги наведува и постариот DIN стандард и нормите на FDI, а и уште од некои други институции од тој тип кои го воочиле потенцијалното клиничко значење на некои особини и карактеристики на средствата за цементирање. Цел на сите овие стандарди е максимално технолошки можно подобрување на одредени карактеристики на овие производи. Пропишаните стандарди се исклучително строги и затоа без дилема може да се прифатат како прецизен репер за евалуација. Од карактеристиките кои ние ги селектиравме за проценување пропишани стандарди има за вредностите на дебелината на цементниот слој и за растворливоста. Во однос пак на силата на ретенцијата на средствата за перманентно цементирање препорачана теоретска вредност не постои, а пожелно е нејзиниот износ да е што поголем.

Од досега наведеното станува јасно дека наброените карактеристики на перманентните цемента имаат потенцијал да влијаат, па дури и да ја компромитираат морфологијата или функцијата на сложениот комплекс кој го сочинува секој протетички надоместок: носечки заб / потпорен апарат / околни меки ткива / артифицијална конструкција. Затоа едно пошироко истражување на величината и карактеристиките на цементниот слој кај различни видови цемента ќе има значително теоретско и практично значење: ќе ги собере најновите сознанија за различните видови актуелни средства за перманентно цементирање, ќе презентира резултати за износот на вертикалната елевација на фиксно-протетичката конструкција при цементирањето и за износот на хоризонталната маргинална стапалка што се формира меѓу гингивалниот раб на артифициелната коронка и демаркационата линија на препарираниот заб, ќе даде податоци за ретенциската способност на различните видови перманентни цементни средства и конечно, ќе го процени степенот на нивната растворливост.

2. ЛИТЕРАТУРЕН ПРЕГЛЕД

Во прегледот се презентирани комбинирани литературни податоци од два вида - теоретски анализи и експериментално добиени резултати. Секоја од испитуваните карактеристики на средствата за перманентно цементирање е мерлива физичка величина која во одредена мерка кореспондира со некој физички закон или математичка релација⁽⁵⁷⁾. Теориската основа на оваа поврзаност накратко е наведена на почетокот од прегледот на досегашните сознанија за секоја карактеристика иако некои автори ја пренебрегнуваат фокусирајќи се директно на резултатите од експерименталното испитување. За волја на вистината, ваквиот пристап делумно е оправдан од фактот дека калкулациите добиени преку математички формули и пресметки, физички релации и геометриски анализи не секогаш во потполност коинцидираат со експерименталните резултати. Тоа не значи дека тие се исклучуваат меѓу себе туку едноставно дека во клиничката пракса врз крајниот исход влијаат и дополнителни фактори, обично биолошки, кои не е возможно математички да се вкалкулираат.

Што се однесува до експериментално добиените резултати, потребно е да се напомене дека најголемиот дел од техниките со кои се изведуваат мерења на елевацијата предизвикана од цементот, неговата растворливост и ретенциска сила, се од типот лабораториски *in vitro* методи. Причина е што експерименти од овој тип директно на природните заби во уста на пациентите се технички неизводливи, а исто така и неетички. Од друга страна, за да се приближат условите под кои се изведуваат лабораториските испитувања со реалната ситуација во која функционира едно

фикснопротетичко помагало, некои истражувачи^(17,27,40,47,54) промовираат и фаворизираат техники за испитување кои исто така се работат *in vitro* но се прави обид да се имитира слична ситуација како во оралната празнина. Тие се познати како "клинички симулирани" техники. Валидноста на методологијата на истражување и со двата вида експериментални техники, класичните *in vitro* и клинички симулираните, е неспорна и секогаш е во полза на што подобро расветлување на проблемот што се испитува иако и во овој случај не секогаш добиените резултати се исти или блиски.

Во нашето истражување ги користевме и двата вида техники. Дебелината на цементниот слој и растворливоста беа мерени лабораториски, а за елевацијата, хоризонталната рабна стапалка и силата на ретенцијата се употреби клинички симулирана техника.

2.1. Средства за перманентно цементирање

Пронаоѓањето на првиот стоматолошки "цемент" му се припишува на французинот Sorel и датира од 1785 г⁽¹⁹⁾. Тој користел цинк оксид хлорен цемент добиен со замешување на цинк оксид и воден раствор на цинк хлорид. Целото следно столетие ова средство сè повеќе ќе се употребува но истовремено станало јасно дека е исклучително токсично за забната пулпа па кон крајот на XIX век се појавуваат две негови замени. Rostaing de Rostagni почнува да користи смеса од вар, цинк оксид и фосфорна киселина, а Fletscher со истата киселина замешува обичен кварцен прашок (силициум диоксид). Првиот е познат како цинк фосфатен цемент кој со одредени

подобрувања се користи и денес како најшироко прифатено средство за перманентно цементирање, а служи и за затворање кавитети и како подлога под дефинитивните полнења. Вториот, т.н. силикатен цемент, денес е веќе напуштен иако во првата половина на XX-от век широко се употребувал како обтурирачки материјал во конзервативната стоматологија. Обидите со комбинација од овие две средства да се добие подобрен перманентен цемент доведуваат до појава на силико-фосфатниот цемент кој денес е исто така со маргинална улога.

Модерната ера на средствата за перманентно цементирање започнува од 1968 г. кога канадскиот биохемичар Smith D.C.⁽⁹⁴⁾ промовира нов вид наречен цинк поликарбоксилатен цемент, а во чиј состав за првпат како течна компонента при замешувањето се користи органската полиакрилна киселина. Кратко потоа Wilson и Kent⁽¹¹⁴⁾ од лондонската државна лабораторија за хемија го патентираат глас-јономерниот цемент чие комерцијално производство започнува во 1976 година. Кај овој цемент исто така се правени обиди за негово зајакнување со додавање амалгамски или сребрени честички (т.н. цермет цементи)⁽¹⁰⁵⁾.

Сите 3 наброени средства за перманентно цементирање се киселинско-базни системи кај кои течниот дел е воден раствор на киселина и тоа ортофосфорна или полиакрилна, а цврстиот дел е прашок и тоа цинк оксид или флуоро-алумино-силикатно стакло. Врзувањето што настанува при замешување на течната и цврстата компонента кај сите овие цементи се должи на хемиската реакција на неутрализација, односно реакција меѓу киселина и база при што доаѓа до издвојување вода. Според Shimada и сор.⁽⁹³⁾, заради делувањето на киселината од течниот дел на смесата и заради нискиот иницијален pH, секое од овие средства за перманентно цементирање покажува својство на "самонагризување" (self etching). Тоа конкретно значи дека со апликацијата на свежо замешаната цементна смеса врз дентинот или глејта на препарираниот заб доаѓа до нивна делумна површинска деминерализација. Ова е најизразено кај цинк фосфат цементот, средно изразено кај глас јономерот, а најслабо кај

поликарбонатот. Авторите сметаат дека овој феномен допринесува за поинтимно адаптирање на цементот со цврстата забна супстанца и подобрување на неговата ретенциска способност.

Освен овие три перманентни цементи, пред нешто повеќе од една деценија е промовиран нов вид наречен смолест композитен цемент. Ruse⁽⁸⁹⁾ ја цитира дефиницијата на Smit W. F. за смолестите композитни материјали која важи и за овој вид цементи, а според која тоа се *"материјали составени од мешавина или комбинација на 2 или повеќе микро или макро конституенти кои меѓусебе се разликуваат според хемискиот состав и кои се нерасворливи еден во друг"*. Генерално, составни конституенти се органски матрикс - смола, кој го обезбедува структурниот скелет и неоргански полнител - керамички прашок, кој е одговорен за механичките и сите други особини на материјалот. Полнителот според димензиите и изгледот може да е сферичен, фибрилозен или во вид на тенки листови. Како додаток има и средство за нивно меѓусебно поврзување, вообичаено силан лепак, а исто така и минимални количини пигменти, презерватори итн. Смолестиот композитен цемент е со реакција на врзување која се одвива преку полимеризација^(74,75). Иако овој вид цемент е со подобри карактеристики во споредба со другите видови, особено во однос на ретенциската сила и растворливоста⁽²⁾, процедурата за негова апликација е доста комплицирана бидејќи бара претходно нагризување, користење прајмер и адхезив, силанизација итн. што заедно со високата цена засега ги ограничува неговите индикации⁽³⁹⁾.

Како најново средство за перманентно цементирање се појавува смолесто модифицираниот глас јономер цемент⁽³⁾. Познат е и како хибриден цемент бидејќи е всушност комбинација од глас јономер и композитна смола со процентен однос 80 : 20. Според авторите Kan, Messer и Messer⁽⁴³⁾, некои марки смолесто модифицирани глас јономер цементи според особините припаѓаат повеќе кон класичните глас-јономери, а други кон композитните смолести цементи. Wilson⁽¹¹⁵⁾ не го издвојува како засебен цемент

туку го третира само како подобрен класичен глас јономер, додека пак Shillinburg и сор.⁽⁹²⁾ и Diaz-Arnold, Vargas и Haselton⁽¹⁵⁾ го класифицираат како сосема нов вид средство за перманентно цементирање. Како таков го прифаќа и Jones^(38,39) чиј што преглед на перманентни цементи ги разликува истите 5 различни видови кои ги наброивме. Без оглед на оваа дилема дали треба да се третира како посебен вид или пак не, заради одличните својства и едноставната апликација тој се употребува сè помасовно па затоа се одлучивме во групата испитувани средства за перманентно цементирање да вклучиме и хибрид.

Во некои од класификациите како посебни видови цементи се сметаат и т.н. ЗОЕ и ЕБА цементи. Првиот е составен од цинк оксид прав и еугенол течност, додека кај вториот правот е цинк оксид и алуминиум триоксид, а течноста е мешавина од етоксibenзолова киселина и еугенол. O'Brien⁽⁷⁴⁾ ги смета како посебен вид нарекувајќи ги фенолатни цементи во кои освен двата наброени го вклучува и цементот врз база на калциум хидроксид салицилат. Кај нас сите тие имаат третман на средства за привремено цементирање.

Според O'Brien, денталните цементи се материјали кои се употребуваат во најмала количина, а наспроти тоа спаѓаат меѓу најважните во протетиката. Нивната специфичност произлегува и од фактот што тие, како што веќе споменавме претходно, треба да задоволат голем број критериуми и барања. Иванов⁽³⁶⁾ овие критериуми ги дели во 4 категории: физичко-механички, медицинско-биолошки, технолошки и естетски. Свои прегледи на неопходните особини што треба да ги има идеалниот перманентен цемент даваат и повеќе други автори, а овде ќе ги сумираме главните барања што ги апострофираат Мирчев⁽⁶⁶⁾ и Vujošević и сор.⁽¹⁰⁶⁾ Според нив, перманентниот фиксно-протетички цемент треба :

- да не е штетен (токсичен или иритативен) за пулпата, цврстото забно ткиво и пародонциумот,

- да ја штити пулпата и преостанатото цврсто забно ткиво од влијанието на термички, хемиски и инфективни нокси,
- да поседува антикариогени својства,
- добро да адхерира за забното трупче и внатрешните сидови на коронката без оглед на материјалот од кој е таа изработена (злато, неплеменити легури, порцелан и сл.),
- да формира мала дебелина на слојот,
- да е отпорен на дејство на различните сили кои се јавуваат при функција (компресија, истегнување, свлекување и сл.),
- да е стабилен и нерастворлив во плунка и други орални флуиди,
- да има добра флуидност (способност за продирање и истекување),
- да не делува корозивно на легурите од кои се изработуваат коронките.

Засега не постои средство кое би ги задоволilo сите барани критериуми. Дел од одговорот дали некој вид цемент има предност во однос на другите би требало да биде појасен по ова истражување барем во однос на карактеристиките на кои тоа се однесува.

2.1.1. Цинк фосфат цемент

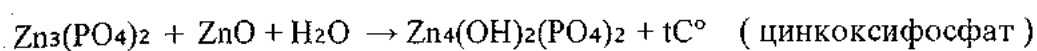
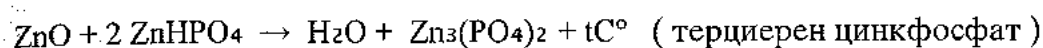
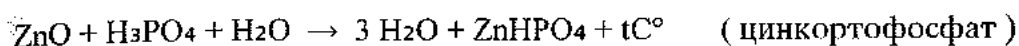
Цинк фосфатниот цемент е воведен во употреба во 1878 од Rostaing de Rostagni (според Karadžov, Kezele и Kuburović⁽⁴⁴⁾ во 1879 г. од Weston) и е еден од најстарите материјали кои денес се употребуваат во модерната стоматологија. Освен за дефинитивно цементирање на фикснопротетички конструкции се користи и како подлога на

трајните конзервативни полнења и за привремено затворање кавитети.

Цинк фосфатниот цемент е двокомпонентен материјал. Прашокот е составен од 85 - 90 % цинк оксид (ZnO), 7 - 10 % магнезиум оксид (MgO), околу 2 % силициум диоксид (SiO_2), под 1 % калциум оксид (CaO) и минимални количини бизмутови и алуминиумови оксиди (Bi_2O_3 и Al_2O_3). При подолготрајна изложеност на воздух прашокот реагира со јаглеродниот диоксид и преминува во цинк карбонат без притоа да го промени изгледот. Ваквиот прав при мешањето со киселината го губи врзаниот јаглен диоксид во вид на бројни меурчиња кои остануваат вградени во цементот правејќи го порозен и помалку отпорен. Некои од цинк фосфатни цемента содржат и мала количина флуор (1 - 3 %) најчесто во вид на калај флуорид заради зголемување на кариес резистенцијата на забите врз кои се аплицира цементот, додека кај други е додадена минимална количина бакар (во вид на бакарен оксид или бакарен јодид) или сребро (во вид на сребрен фосфат) за зајакнување. O'Brien⁽⁷⁴⁾ смета дека ваква модифицираните цинк фосфатни цемента се со инфериорни карактеристики.

Течната компонента е воден раствор на ортофосфорна киселина со концентрација од 30 - 40 %. Растворот е пуфериран со додаток на фосфати на цинк (7 %) и алуминиум (2,5 %). Реакцијата меѓу цврстата и течната компонента е егзотермна и тече до создавање стврднат матрикс од цинк фосфат низ кој се расфрлени јадра од неизреагирани партикли цинк оксиден прашок. Jacobs и Windeler⁽³⁷⁾ наведуваат дека величината на овие јадра е со дијаметар од 2 до 8 μm . Времето на врзување кај цинк фосфат цементите изнесува од 2,5 - 8,5 мин. Временскиот интервал е вака широк бидејќи зависи од повеќе фактори. Побрзо врзување има кога партиклите прав се поситни, околната температура е повисока, смесата е густа и со поголема количина прашок, мешањето на компонентите е брзо и енергично итн.

Реакција на врзување на цинкфосфатниот цемент
(според Strub JR и Rabus HM)



Веќе ги споменавме класификацијата и барањата што за овој цемент ги пропишуваат одредени организации како ADA/ANSI и ISO. Конкретно ADA / ANSI во спецификацијата бр. 8⁽⁸⁵⁾ од заедничката сертификациона програма за стандардизација на материјали, опрема и инструменти во стоматологијата пропишува вредности за 4 карактеристики на цинк фосфатните цемента: времето на врзување, силата на минимална компресивна издржливост и, што е особено важно за ова истражување, максимално дозволената дебелина на слојот и максималната растворливост и дезинтеграција. Според оваа класификација се разликуваат тип I и тип II цинк фосфат цемента со следните пропишани карактеристики:

Дебелина на слојот (µm) 25 (Тип I) и 40 (Тип II)
Време на врзување на 37°C (минути) од 5 до 9
Максимална растворливост и дезинтеграција (за 24 ч).... 0,2% тежински
Сила на минимална компрес. издржливост 75 MN/m² (765,3 kg/cm²)

Како дополнување, во спецификациите бр. 21 и бр. 30 од оваа програма се бара иста вредност за дебелината на слојот и за другите видови дентални перманентни цемента.

ISO стандардот бр. 1566⁽³³⁾ од 1987 г. ги содржи истите пропишани вредности, а покрај тоа ја вклучува и содржината на арсен

до максимум 2 ррт. Овој стандард исто така според времето на врзување детерминира две поткласи цинк фосфат цементи: брзо врзувачки, со време на стврднување од min 2½ до max 5½ минути и нормално врзувачки, од min 4½ до max 8½ минути. ISO стандардот дава уште и класификација според намената на денталните цементи делејќи ги во 3 групи: за фиксирачка апликација во протетиката, за реставративна апликација во конзервативната стоматологија и за апликација како подлоги.

Според Jones⁽³⁹⁾, само цементите во чиј состав како течна компонента има полиакрилна киселина содржат активни карбоксилни групи кои обезбедуваат хемиска ретенција за забот. Бидејќи цинк фосфат цементот содржи ортофосфорна, а не полиакрилна киселина, тој не покажува хемиска адхезивност па според тоа ретенцијата меѓу конструкцијата и носечките заби овој цемент ја обезбедува само по принципот на механичко вквештување во просторот меѓу нив и во нивните микрокерамнини односно по принципот наречен "ключ во брава". Истиот автор наведува дека цинк фосфатот при врзувањето контрахира, а O'Brien⁽⁷⁴⁾ тоа го прецизира на вредност од просечно 0,5 % линеарно. Иванов⁽³⁶⁾ дава податок дека при тоа цинк фосфатниот цемент се одвојува од површината на забот создавајќи празен микропростор со величина од просечно околу 3 µm. O'Brien исто така цитира податоци и за растворливоста и дезинтеграцијата на фосфатните цементи во дестилирана вода за 24 часа кои може да се движат меѓу 0,04 % (за најквалитетните брендови) и 3,3 % (за инфериорните брендови), а пропишаниот стандард изнесува 0,2 %. Според него, фосфатните цементи на кои за евентуално постигнување кариес резистентност им е додаден флуорид, имаат нешто поголема растворливост (0,7 - 1,0 %). Кога наместо вода како растворувач се користат многу слаби раствори на органски киселини како млека или лимонска, во тој случај, според Vujošević и сор.⁽¹⁰⁶⁾, солубилноста на цинк фосфатните цементи е дури 20 - 30 пати поголема.

до максимум 2 ppm. Овој стандард исто така според времето на врзување детерминира две поткласи цинк фосфат цементи: брзо врзувачки, со време на стврднување од min 2½ до max 5½ минути и нормално врзувачки, од min 4½ до max 8½ минути. ISO стандардот дава уште и класификација според намената на денталните цементи делејќи ги во 3 групи: за фиксирачка апликација во протетиката, за реставративна апликација во конзервативната стоматологија и за апликација како подлоги.

Според Jones⁽³⁹⁾, само цементите во чиј состав како течна компонента има полиакрилна киселина содржат активни карбоксилни групи кои обезбедуваат хемиска ретенција за забот. Бидејќи цинк фосфат цементот содржи ортофосфорна, а не полиакрилна киселина, тој не покажува хемиска адхезивност па според тоа ретенцијата меѓу конструкцијата и носечките заби овој цемент ја обезбедува само по принципот на механичко вкештување во просторот меѓу нив и во нивните микронерамнини односно по принципот наречен "клуч во брава". Истиот автор наведува дека цинк фосфатот при врзувањето контрахира, а O'Brien⁽⁷⁴⁾ тоа го прецизира на вредност од просечно 0,5 % линеарно. Иванов⁽³⁶⁾ дава податок дека при тоа цинк фосфатниот цемент се одвојува од површината на забот создавајќи празен микропростор со величина од просечно околу 3 µm. O'Brien исто така цитира податоци и за растворливоста и дезинтеграцијата на фосфатните цементи во дестилирана вода за 24 часа кои може да се движат меѓу 0,04 % (за најквалитетните брендови) и 3,3 % (за инфериорните брендови), а пропишаниот стандард изнесува 0,2 %. Според него, фосфатните цементи на кои за евентуално постигнување кариес резистентност им е додаден флуорид, имаат нешто поголема растворливост (0,7 - 1,0 %). Кога наместо вода како растворувач се користат многу слаби раствори на органски киселини како млечна или лимонска, во тој случај, според Vujošević и сор.⁽¹⁰⁶⁾, солубилноста на цинк фосфатните цементи е дури 20 - 30 пати поголема.

Кај цинк фосфатните средства за перманентно цементирање зголемувањето на ретенциската сила и отпорност кон растворање и дезинтеграција може да се постигне доколку смесата се спреми погуста, со додавање повеќе прашок. За да притоа не дојде до премногу брзо врзување, препорачливо е мешањето да се изведува на изладена плочка со што реакцијата се успорува.

2.1.2. Цинк поликарбоксилат цемент

Цинк фосфатниот цемент владеел неприкосновено скоро цело столетие што не значи дека бил без слабости. За пациентите особено непријатна е неговата особина да предизвикува иритација и болна хиперсензитивност во иницијалната фаза на апликацијата врз препарираниот заб што се должи на изразито нискиот рН на свежо замешаната смеса заради јаката ортофосфорна киселина која згора на тоа е нискомолекуларна и брзо пенетрира низ отворените дентински тубули. Реакцијата на врзување е егзотермна што дополнително ја зголемува иритацијата. Затоа цементирањето со цинк фосфат цемент во одреден број случаи може да доведе до загрозување на пулпата кое на хистолошко ниво ќе се манифестира најчесто само со конгестија на капиларите, зарамнување на одонтобластичниот слој и појава на мал број инфламаторни клетки (неутрофили), а поретко прогредира до силни и долготрајни болки заради васкуларна тромбоза и хеморагија, силен неутрофилен инфилтрат, воспаление и пулпна некроза. Логично решение било како течна компонента да се употреби киселина која е поблага и со поголема молекула па во 1968 год. Smith⁽⁹⁴⁾ започнува да користи 40 %

воден раствор од високомолекуларната органска полиакрилна киселина (со молекулска маса од 22.000 до 50.000), додека составот на правот останува скоро ист со цинк оксид како доминантен дел и мал процент магнезиум оксид (1 - 3 % MgO), алуминиум оксид (над 10 % Al_2O_3) и калај флуорид (SnF_2). Заради оваа замена на течната компонента се смета дека овој цемент е со подобрена биокompatibilност што се потврдува и во клиничката пракса бидејќи неговата апликација не е проследена со болка, а сосема благата иритативност дури е и посакувана бидејќи ја стимулира пулпата на создавање репараторен дентин. Kawahara, Imanishi и Oshima⁽⁴⁶⁾ сепак предупредуваат дека и цементите со полиакрилна киселина како течна компонента се со одредена, иако мала потенцијална цитотоксичност која е поизразита токму кај поликарбоксилатниот отколку кај глас јономерниот перманентен цемент. Причината за тоа авторите ја објаснуваат со фактот дека металните цинкови јони (Zn^{++}) кои се ослободуваат при врзувањето на поликарбоксилатниот цемент се со јак цитотоксичен ефект, додека пак металните калциумови, натриумови и алуминиумски јони (Ca^{++} , Na^{++} , Al^{+++}) од глас јономерот се нетоксични или многу слаби иританти.

Според Vujošević и сор.⁽¹⁰⁶⁾, реакцијата на врзување кај поликарбоксилатниот цемент се одвива најпрвин со неутрализација меѓу полиакрилната киселина и цинкот при што тој се врзува за нејзините карбоксилни групи. Потоа продолжува со хелатација - дополнителна реакција на цинкот со преостанатите слободни карбоксилни групи од различни полимерни ланци кои на тој начин меѓусебно се поврзуваат градејќи комплексни соединенија. И кај овој цемент стврднатата маса се состои од аморфен матрикс од цинк полиакрилат и неизреагирани јадра од цинк оксид прав.

Повеќе автори^(15,18,38,44,92) наведуваат дека благодареејќи на афинитетот на карбоксилните групи од полиакрилните ланци да формираат јонски врски со јоните на калциумот од цврстата забна супстанца, кај ова средство за трајно цементирање се воспоставува не

само механичка туку и хемиска врска со препарираниот заб. Ваквата врска влијае на подобрување на ретенцијата која е појака меѓу цементот и емајлот (цврстина на истегнување 4,4 - 8,5 МПа), а нешто послаба меѓу цементот и дентинот (1,7 - 1,9 МПа според Vujošević и сор.⁽¹⁰⁶⁾, а 2,1 МПа според Wassell, Barker и Steele⁽¹⁰⁸⁾). Бидејќи карбоксилните групи може да реагираат и со други метални јони, поликарбоксилатниот цемент остварува солидна хемиска врска и со металните коронки кои се изработени од неплеменити или полуплеменити легури, додека со златните и порцеланските безметални коронки не пројавува хемиска ретенција.

Според O'Brien, растворливоста на поликарбоксилатниот цемент во дестилирана вода се движи меѓу 0.1 % и 0,6 % за 24^h што го позиционира поликарбоксилатот како порастворлив од цинк фосфатниот цемент. Наспроти него, Иванов презентира растворливост од само 0,04 - 0,08 %, според Wassell, Barker и Steele таа е помала од 0,05 %, а Vujošević и сор. ги даваат вредностите од 0,12 % за 24^h и 0,6 % за еден месец.

Jones⁽³⁹⁾ тврди дека споредено со другите видови средства за перманентно цементирање поликарбоксилатот при дејство на сила и оптоварување покажува најизразита т.н. континуирана перманентна деформација.

2.1.3. Глас јономер цемент

Глас јономер цементот е пронајден од Wilson и Kent⁽¹¹⁴⁾ во 1969 г., а неговата конечна композиција ја развиваат McLean и Wilson во 1970 г. Неколку години се користи само како средство за подлога и полнење, а како перманентен цемент за прв пат е предложен од Wilson и сор. во 1977 г. Според McLean, Nicholson и Wilson⁽⁶³⁾ терминот

"јономер" во неговиот назив е несоодветен, а потекнува од познатата компанија "Du-Pont" и се однесува на неговата структура како полимер кој содржи мал износ (5-10 %) јонизирани групи. Наведените автори смета дека е поправилно овој вид цемент да се нарекува глас полиалкеноат. Подоцна, во групата глас јономери се вклучени сите глас полиацидни цементи (поликарбоксилни, полифосфонатни итн). За да се расчисти можната термиолошка конфузија, истите автори McLean, Nicholson и Wilson ја предлагаат следната дефиниција за глас јономерите - *"штоа се цементни кои се состојат од базно стакло и киселински полимер и се со неутрализациска ацидо-базна реакција на врзување меѓу овие две компоненти"*.

Глас јономерот е развиен аналогно на поликарбоксилатот само што во неговиот случај е направена инверзија со тоа што е задржана полиакрилната киселина како течна компонента со молекула на мономерната единица $\text{CH}_2 = \text{CH} - \text{COOH}$ (со мал процент итаконска и малеинска киселина во вид на кополимери), а променет е правот кој не е веќе цинк оксид туку композициски јон со формула $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{CaF}_2 - \text{AlPO}_4 - \text{Na}_3\text{AlF}_6$ наречен калциум флуоро алумино силикатно стакло. Овој прав најпрвин е користен кај т.н. силикатен цемент. Moult⁽⁷²⁾ наведува дека за да се обезбеди радиоконтрасност денес еден дел од калциумот што е во состав на прашокот се надоместува со стронциум кој е со сличен поларитет и големина на атомите и може да го замени калциумот дури и во составот на хидроксилапатитот од природните заби при градењето хемиска врска меѓу цементот и забното трупче.

Освен како двокомпонентен, составен од прав и течност, денес овој вид цемент сè повеќе се нуди и во еднокомпонентна форма која се замешува со вода. Кај ваквите глас јономери полиакрилната киселина и нејзините кополимери се замрзнати, исушени, фино иситнети и додадени на правот⁽⁷³⁾. Се смета дека еднокомпонентните глас јономери имаат предност бидејќи соодносот меѓу компонентите секогаш останува прецизно фабрички детерминиран што обезбедува

иста вискозност при секое замешување. Со ова се избегнува можноста од произволно дозирање на составните компоненти што може неповолно да влијае на карактеристиките за што како пример ќе ги наведеме резултатите од испитувањето на Гиговски⁽²²⁾ според кого додавањето 1/4 прав над оптимално пропишаниот сооднос ја зголемува дебелината на цементниот слој од 2 до 11 пати, зависно од видот на цементот и користената мерна техника.

Кај овој вид цементи врзувањето на смесата прав / течност започнува со декомпозиција на стаклениот композициски јон и ослободување јони на Al, Ca и F (McLean, Nicholson и Wilson⁽⁶³⁾ во оваа група јони кои ги нарекуваат "цементно формирачки" ги набројуваат и Zn и La) кои реагираат со анјоните од киселината формирајќи го финалниот гел - матрикс. Според Obradović-Đuričić⁽⁷³⁾ врзувањето се состои од 5 фази: декомпозиција на стаклото и ослободување метални јони, миграција на металните јони во водената фаза на цементот, гелатација на полиацидните молекули со металните јони, поврзување при кое металните јони продолжуваат со поврзување за полиацидниот ланец и на крајот матурација во траење од неколку денови при што се зголемува напречното поврзување (cross-linking) како резултат на спора замена на водородните јони со метални. Врзаниот цемент има комплексна структура сочинета од матрикс и стаклени јадра обложени со силициум хидрогел. Времето на врзување изнесува 6 - 8 мин.

Глас јономерните цементи имаат неколку особини што се карактеристични^(38,72,73):

- по врзувањето не преостанува слободен мономер,
- реакција на врзување со многу слаба егзотермност,
- изразита осетливост на влага на стартот од врзувањето,
- добра димензионална стабилност во влажна средина по врзувањето,
- хемиска адхезија за емајл и дентин,

- коефициент на термичка експанзија близок на природните цврсти забни ткива,
- долготрајно континуирано ослободување флуорни јони.

И кај овој вид цемент се јавува хемиска адхезивност за цврстите забни супстанции, а за механизмот на оваа врска се смета дека е ист како и кај поликарбоксилатниот цемент иако постојат и други теории. Имено, според Vujošević и сор.⁽¹⁰⁶⁾ како резултат на сложени серии јонски размени на граничната површина меѓу цементот и забното трупче се формира интермедијарен слој од калциум и алуминиум полиакрилати и фосфати. Јачината на хемиската адхезивна ретенција кај овој вид цемента е на ниво како и кај поликарбоксилатот или нешто посилна. Според Karadžov и сор.⁽⁴⁴⁾ глас јономерот не покажува адхезивност само спрема златото и порцеланот, додека кон дентинот таа изнесува $2,9 \text{ MN} / \text{m}^2$, кон глеч $4,0 \text{ MN} / \text{m}^2$, а кон челик $6,8 \text{ MN} / \text{m}^2$.

Извонредно значајна особина на овој цемент е неговото пролонгирано ослободување флуорни јони. Кај глас јономерниот цемент флуорот се ослободува главно како NaF , а нешто малку и како CaF_2 . Според Mitra⁽⁶⁹⁾, овој вид перманентни цемента отпушта флуорни јони во период од над $2\frac{1}{2}$ години при што нивната инкорпорација во цврстите забни ткива може да формира зона на резистенција кон деминерализација со просечна длабочина од 3 мм.

Растворливоста на овој вид цемента во дестилирана вода за 24 ч. според ИСО стандардот бр. 7489⁽³⁴⁾ изнесува 1 % за тип I, односно 0,7 % за тип II. И O'Brien⁽⁷⁴⁾ наведува вредност од околу 1 %, додека според Wassell, Barker и Steele⁽¹⁰⁸⁾ таа се движи меѓу 0,4 и 1,5 %, а според Иванов⁽³⁶⁾ во т.н. рана фаза по стврднувањето може да достигне и до 1,3 %. Со овие вредности глас јономерниот цемент е најрастворлив споредено со сите други видови перманентни цемента.

Оваа осетливост на глас јономерните цемента кон вода и воопшто кон влага во иницијалната фаза на врзувањето се смета

како слабост која може да ги деградира некои од неговите битни карактеристики. Според Mount⁽⁷²⁾, глас јономерот постигнува добра цврстина и отпорност (особено кон абразија) дури откако ќе дојде до негово комплетно созревање односно матурација.

Christensen⁽¹¹⁾ потенцира уште еден квалитет на глас јономерниот цемент. Имено, за разлика од другите видови перманентни цемента кај кои термичката експанзија / контракција е нешто поголема споредено со истата на природната цврста забна супстанца, кај глас јономерот таа е скоро иста.

2.1.4. Хибрид цемент

Смолесто модифицираниот глас јономер цемент за прва пат се појавува 1988 г. кога е и заштитен во US Patent од страна на Antonucci, McKinney и Stansbury⁽³⁾. Овој вид цемента се познати уште како смолесто модифицирани глас полиалкеноати, смолесто зајакнати цемента, хибридни цемента итн. Во зависност од тоа дали во составот доминира глас јономерната или смолестата (композитната) компонента, Wilson⁽¹¹⁵⁾ кај хибридните цемента разликува два подвиди: смолесто модифицирани глас јономери и полиацидно модифицирани композитни смоли.

Според McLean, Nicholson и Wilson⁽⁶³⁾ за сите хибриди е карактеристично тоа што при нивното врзувањето паралелно се одвиваат две реакции: ацидо-базна реакција на неутрализација на глас јономерната компонента и реакција на полимеризација на смолестата односно мономерната компонента. Притоа, истите автори наведуваат дека среќна околност и предност на овој тип цемента е тоа што

смолестата компонента се врзува со хемиски индуцирана полимеризација, односно не зависи од светлосна фотополимеризација. Затоа процесот на стврднување и кај двете составни компоненти тече паралелно и во темна средина па овој вид цемент може да се користи за фиксација кај сите видови протетички конструкции вклучувајќи ги и оние со метална основа кај кои нормално не е можно користење на чисто фотополимеризирачки цемента.

Jones⁽³⁹⁾ наведува дека и кај овој вид цемента, заради големиот процент глас јономер во составот, присутни се позитивните особини на хемиска адхезија за препарираниите цврсти забни ткива што му дава јака ретенциска сила, ослободувањето флуорни јони, иако не во ист износ како глас јономерот и изразито малата дебелина на слојот. Со ова се сложуваат и Wassell, Barker и Steele⁽¹⁰⁸⁾ кои за карактеристиките што нас не интересираат кај хибридниите цемента ги посочуваат вредностите за дебелина на слојот од 22 - 24 μm и сила на прикрепување за дентин од 10 - 12 МПа. Сепак, иако е развиен со цел да се корегираат некои слабости на глас јономерниот и композитниот цемент, и кај хибридниот вид постојат недостатоци. Истите автори тврдат дека за разлика од цинк фосфатниот и глас јономерниот цемент кои контрахираат при стврднувањето, хибридниот покажува врзувачка експанзија која се должи на впирањето вода. Затоа тие предупредуваат дека при цементирањето безметални коронки со овој вид цемента треба да се биде претпазлив бидејќи во услови на влажна средина, заради посочената изразена абсорпција на вода, тој експандира создавајќи притисок во внатрешноста на коронката.

И други автори ја потврдуваат оваа особина на хибридниите перманентни цемента. Leevailoj и сор.⁽⁵⁵⁾ ги публикуваат резултатите од своето *in vitro* истражување според кои реално постои ризик за евентуално пукање на безметалните коронки цементираны со хибриден цемент и тоа најчесто во периодот меѓу 3 и 12 месеци по

цементирањето. За хидрофилноста на овој цемент како причина за неговата експанзија посочуваат и наодите на Knobloch и сор.⁽⁵⁰⁾

Wilson⁽¹¹⁵⁾ како дополнителна потенцијална негативност на овој вид цементи ја нагласува и појавата на непотполна полимеризација на нивната смолеста компонента во составот заради што по врзувањето останува мала количина неврзан мономер.

2.2. Влијание на цементот врз позицијата на коронката

2.2.1. Дебелина на цементен слој

При цементирањето на фикснопротетичкиот надоместок меѓу внатрешните сидови на артефицијалната коронка и надворешните сидови на препарираното забно трупче се формира слој од средството за перманентно цементирање, познат и како цементен филм. Овој тенок цементен слој доведува до одредена микро промена на позицијата на вештачката коронка. Неговото создавање се должи на неколку причини. Најпрвин, самата свежо замешана цементна смеса, како и сите други флуиди, не е бескрајно компресибилна и зафаќа одреден простор од кој што не може комплетно да се истисне. Покрај тоа, геометриската конфигурација на внатрешниот празен простор меѓу препарираниот заб и вештачката коронка дозволува, па дури и фаворизира да во хоризонталниот оклузален дел одредена количина од цементот заради бавната течливост остане заробена и го блокира понатамошното спуштање на конструкцијата до крајната позиција.

Трета причина е што при компресијата на цементот меѓу коронката и забното трупче се јавува прогресивен отпор на налегнувањето заради раст на т.н. внатрешен хидродинамичен притисок. Досега, од технички причини, не било возможно да се измери вредноста на овој интракоронарен притисок директно при цементирање на коронки, но неговото постоење и времетраење се потврдени со помош на електрични, семикондукторни микросензори поставени на површината на забното трупче врз кое со одредена компресивна сила е цементирана метална капичка. Промените на интракоронарниот притисок се следени со соодветни промени на електричниот напон генериран од микросензорите, изразен во милivolти (mV). Hoard и сор.⁽²⁹⁾ кои го извршиле ова испитување, откриле дека просечно 2 секунди од почетокот на цементирањето, штом меѓупросторот за истекување кај рабовите на коронката се стесни, се појавува нагло зголемување или т.н. пик на напонот кој потоа постепено опаѓа до почетната вредност или нешто над неа во просек за околу 10 секунди. Скок на напонот од 20 - 30 mV се јавил при цементирањето со цинк фосфат цемент, додека поликарбоксилатот и ZnOE цементите продуцирале пикови од 5 - 15 mV што укажува дека кај овие два цемента веројатно внатрешниот притисок при цементирањето е двојно помал. Користејќи иста техника, наодите на Hoard ги потврдува и Ivančević-Medić⁽³⁵⁾.

Директни вредности за износот на овој притисок кај различни видови цемента успеале да измерат Morando, Leupold и Meiers⁽⁷¹⁾ но не при цементирање коронки туку надградби со колче. И во нивното истражување највисока вредност од 22,67 psi измериле при цементирање со цинк фосфат цемент, а помали кај смолестиот - 19,77 psi и глас јономер цементот - 17,66 psi.

Освен тоа, постои уште еден феномен заради кој се блокира потполното налегнување на коронката. Lange⁽⁵⁴⁾ во 1955 г., а подоцна и Jorgensen⁽⁴¹⁾, откриле дека свежо замешаната цементна смеса под дејство на зголемениот внатрешен хидродинамичен притисок при компресијата на коронката врз трупчето ја менува својата униформна

текстура и се сепарира на 2 фази: ретка, составена претежно од течната компонента и густа која ја градат груткиња од конгломерирани, нерастворени туку само навлажнети партикли од прав. Големината на овие груткиња е меѓу 20 - 50 μm и тие не само што го блокираат налегнувањето на коронката, туку го спречуваат и истекувањето на потечната фаза. Mausner, Goldstein и Georgescu⁽⁶¹⁾ наведуваат дека во овој период од процедурата на цементирање, под дејство на зголемениот притисок, дел од сеуште неврзаниот цемент и тоа главно потечната фаза, навлегува во отворените дентински канали на препарираниот заб што е основна причина за негова иритација и сензитивност.

Според Pilo и сор.⁽⁸⁰⁾, покрај некомплетното налегнување кое доведува до елевација на вештачката коронка при цементирањето, дебелината на цементниот слој предизвикува уште неколку негативни консеквенци:

- појава на дискрепации на ниво на маргиналниот раб на коронката,
- појава на прематурни контакти,
- алтерација на местата на контакт со антагонистичкиот заб,
- редуција на ретенцијата за 19 - 32 %.

Дебелината на цементниот слој најпрецизно и најдиректно може да се измери на надолжно направен пресек на екстрахиран заб со цементирана коронка. Иако наизглед едноставна, оваа метода всушност во пракса е тешко изводлива бидејќи има технички потешкотии да се направи толку тенок пресек на структура составена од различни по својства составни делови, а особено проблематични се природните цврсти забни ткива и цементот кој лесно фрагментира. Обидот со декалцификација да се омекне забното трупче е со ризик при тоа да го деградира и цементниот слој. Сепак Pilo и Cardash⁽⁸¹⁾ известуваат дека на ваков начин кај заби со коронки екстрахирани по

најмалку десетгодишно користење микроскопски измериле просечни вредности на дебелина на цементниот слој од 116 μm на букалната страна, 109 μm на оралната страна и 310 μm оклузално.

Слична студија со директно микроскопско мерење на дебелината на цементниот слој на надолжно сечени природни заби згрижени со коронки најмалку 20 год. извеле и Kydd и сор.⁽⁵³⁾ Вредностите се движеле во опсег од 0 - 240 μm со просечни износи за дебелина на слојот од 74 μm мезијално и 57 μm дистално.

Подруг начин за мерење на дебелината на цементниот слој наречен "реплика" метод користат McLean и von Fraunhofer⁽⁶²⁾. Имено, пред дефинитивното цементирање на готовата фикснопротетичка конструкција тие повторно правеле нејзина проба со гумозен отпечаточен материјал од типот на полиетри чија конзистенција е слична со онаа на свежо замешан перманентен цемент. По стврднувањето овој материјал бил ваден од коронката, фиксиран во автополимеризирачка епиминска смола за да не дојде до димензионални промени или кинење, а на крај од него се сечени микропресеци кај кои е мерена дебелината на гумозниот профил. Авторите наведуваат измерена дебелина меѓу 10 и 290 μm .

Сепак, како најексплоатирана, а истовремено и наједноставна метода за мерење на дебелината на слојот кај средствата за перманентно цементирање важи мерната техника со плочки пропишана како контролен тест од ADA / ANSI, позната уште и како "сендвич техника". Таа е стандардна контролна метода како за проверка на дебелината на цементниот слој, така и за класификација дали испитуваното средство за перманентно цементирање спаѓа во тип I или тип II цементи. Делот од ревидираната спецификација бр. 8 во кој оваа техника е прецизно опишана гласи:

"...4.3.4. Дебелина на слојот. Стандардна порција замешан цемент ќе биде ставена меѓу 2 округли или правоаголни рамни стаклени плочки со униформна дебелина. Површината

на овие плочки меѓу кои ќе се аплицира замешаниот цемент треба да е 2 cm^2 . Три минути сметано од почетокот на замешувањето врз стаклените плочки ќе се аплицира вертикална сила од 15 кг (147 N). Десет минути по замешувањето на цементот ќе се измери дебелината на стаклените плочки со цементниот слој меѓу нив. Разликата во дебелината на плочките со и без цементниот слој ќе се смета за дебелина на цементниот слој...⁽⁸⁵⁾

Најобемна студија за мерење на дебелината на цементниот слој со оваа "сендвич" техника пропишана од АДА / АНСИ извеле White и Zhaokun⁽¹¹²⁾ кои провериле 20 средства за перманентно цементирање од различни видови. Според нив, измерените вредности се движеле од 9,7 до 106,7 μm , а дури половина од цементите формирале слој подебел од 25 μm што е максимална вредност пропишана за средствата тип I.

2.2.2. Оклузална елевација

Погоре наброените техники - директно микроскопирање на дебелината на цементниот слој на напречен пресек, "реплика" методот со кој се отпечатува и мери просторот за цемент и АДА "сендвич" техниката со плочки се однесуваат на директно мерење на дебелината на цементниот слој. Од друга страна, при практичната работа протетичарот повеќе го интересира промената на позицијата на коронката односно нејзиното подигањето (елевацијата) како директна клиничка последица предизвикана од дебелината на цементниот слој. Двата поима - "дебелина на цементниот слој" и

"оклузална елевација" кореспондираат меѓу себе но не се синоними и може да имаат различна вредност. Оваа разлика се забележува веднаш штом се погледне геометријата на празниот простор што го исполнува цементот меѓу внатрешните сидови на коронката и надворешните сидови на забното трупче. Иако се работи за континуирана површина, шематски на овој простор се разликуваат оклузален (хоризонтален) и бочен (аксијален s. вертикален) сегмент^(54,78). Освен според положбата во просторот, овие два сегменти се разликуваат и по дебелината на слојот цемент што кај секој од нив се формира со цементирањето при што слојот на оклузалниот сегмент е секогаш подебел од оној на бочните сидови. Јасно е дека само дебелината на оклузалниот слој е одговорна за елевацијата на артефициелната коронка. На аксијалните сидови исто така има цементен слој, но неговата дебелина не е иста со износот на елевацијата на вештачката коронка настаната при цементирањето.

Според авторите Wu и Wilson⁽¹²¹⁾ уште во 1928 г. Hollenback ја објавува првата статија за цементот како причинител за подигање на коронката, но таа повеќе се базира на искуствени сознанија отколку на експериментално проверено истражување. Сепак, постапно почнува да преовладува мислењето дека елевацијата на коронката по цементирањето треба подетално да се разгледа и анализира за што како особено погодна и препорачлива се профилира една нова едноставна експериментална метода позната како "клинички симулирана техника" кај која се користат препарирани природни забни трупчиња или метални шаблони со облик на трупчиња и спрема нив изработени метални коронки или капички. Предноста на оваа метода е што верно го имитира системот трупче/коронка како што е случај и во устата на пациентот, а дозволува да се проценуваат и некои други фактори кои директно или индиректно можат да влијаат на елевацијата при цементирањето. Користејќи ја оваа симулирана техника веќе споменатите дански истражувачи Lange⁽⁵⁴⁾ во 1955 г. и Jorgensen⁽⁴⁰⁾ во 1960 г. ги прават првите сериозни истражувања за елевацијата на коронката предизвикана од дебелината на

оклузалниот цементниот слој и нејзината интеракција со аксијалниот цементен слој. Jorgensen ја потврдува и ѝ дава конечен изглед на математичка релација изведена од страна на Lange за меѓузависноста на овие две вредности вклучувајќи го и аголот што го затвора аксијалниот сид на препарираното забно трупче со вертикалната (истата формула ја цитираат и Shillingburg и сор.⁽⁹²⁾ припишувајќи му ја на Rosner).

$$f = y \cdot \sin \alpha$$

f - дебелина на цементниот слој на

аксијалните сидови

y - дебелина на оклузалниот цементен

слој (s - елевација на коронката)

$$y = \frac{f}{\sin \alpha}$$

α - агол на аксијална закосеност ($1/2$

од аголот на вкупна конвергенција)

Од анализата на оваа формула може да се заклучи следното: 1. дебелината на цементните слоеви (оклузалниот кој е причинител на верикалната елевација и аксијалниот кој делумно влијае на хоризонталната маргинална стапалка) директно зависи од аголот на препарацијата на аксијалниот сид на забното трупче и тоа обратно пропорционално при што колку е аксијалната закосеност поголема односно трупчето поконусно препарирано, толку е елевацијата помала; 2. бидејќи вредноста на тригонометриската функција "синус" за секој агол може да се најде по таблица, според формулата лесно се калкулира т.н. "фактор на зависност"⁽⁹²⁾ меѓу аксијалната и оклузалната цементна дебелина.

Во контекст на горе наведените вредности, а и како споредба, секогаш треба да се има во предвид дека рецепторите на периодонциумот, како исклучително осетливи тактилни елементи, се способни да го регистрираат зголемувањето на висината и од само 10

μm (Lang, цитат по Мирчев⁽⁶⁶⁾), а според Campagni, Wright и Martinoff⁽⁹⁾ како горна граница на толеранција кон подигнување на вештачката коронка при цементирање може да се прифати износот од најмногу 150 μm.

Самиот Jorgensen⁽⁴⁰⁾, промовирајќи ја клинички симулираната техника, како нејзина предност ја смета можноста при нејзиното користење да се анализира влијанието на дополнителни фактори кои учествуваат во детерминирањето на елевацијата. Според него, покрај веќе споменатиот агол на конусност на аксијалните страни на трупчето, следен битен фактор е износот на компресивната сила која се аплицира при налегнувањето. При променлива компресивна сила (0,5 - 15 кг.), различно времетраење на дејството на компресијата (15 сек. - 8 мин.) и различен агол на коничност на трупчето (5 ° - 20 °), Jorgensen измерил вертикална елевација од 115 до 910 μm на што одговараат вредности од 17 - 70 μm дебелина на аксијалниот слој цемент пресметан според формула.

Еден од битните фактори кој ја детерминира дебелината на цементниот слој, а со тоа и елевацијата на вештачката конструкција, е големината на компресивната сила при цементирањето. Вообичаено, налегнувањето на фиксно-протетичките конструкции врз носечките заби се врши под дејство на цвакалната сила при загриз на пациентот, потоа со притисок од страна на терапевтот или пак, што е најчест случај, со комбинација на овие 2 начина. Износот на аплицираната сила може да достигне најмногу до границата на толеранција на периодонталната мембрана на носечкиот заб која Suvin и Kosovel⁽⁹⁹⁾ ја нарекуваат "максимална практично можна функциска сила". Освен неа, се разликуваат и "максимална потенцијална сила" која е производ на најјаката контракција на мастикаторните мускули и "функциска сила" која се јавува при нормалната мастикација и е значително помала од претходните две.

Според истите автори, првите обиди за мерење на силите што ги развива стоматогнатниот апарат при својата функција се

изведени од италијанецот Borelli во 1691 г. Во зависност од методот и техниката на работа добивани се најразлични резултати, а измерените вредности се изразуваат во килограми, фунти (1 фунт - 0,45 кг), килопонди (1 kp - 9,81 N) или во најновата мерна единица Њутн (N). Според актуелните сознанија вредноста на максималната функциска сила по заб се движи меѓу 150 - 500 N за фронталните заби, односно меѓу 300 - 1200 N за забите од постканинскиот регион. Наспроти тоа Black и Amoore⁽⁷⁾ изнесуваат податок дека измериле просечна сила која терапевтот - стоматолог ја аплицира при цементирањето со износ од околу 60 N и тоа само во првите неколку секунди по што следи период на придржување со притисочна сила од само 20 - 30 N. При цементирањето, односот меѓу силата на компресија и елевацијата е обратно пропорционален, односно зголемувањето на компресивната сила доведува до подобро и поинтимно налегнување на конструкцијата, а со тоа и до помала елевација. Меѓутоа, ваквата релација важи само до одредено ниво на јачина на компресивната сила за да потоа налегнувањето запре без оглед на понатамошното зголемување на силата. Ова т.н. "критично ниво" на компресивната сила според Jorgensen⁽⁴⁰⁾ е 5 кг., а Pilo и сор.⁽⁸⁰⁾ ги цитираат Fusayama и сор. кои како критична ја наведуваат вредноста од 15 кг.

Кога станува збор за дебелината на цементниот слој и елевацијата на коронката, освен влијанието на компресивната сила при цементирање, истражувања се правени за евентуалното влијание и значење на самиот цемент во однос на функционалните сили кои ги трпи фикснопротетичкото помагало. Во тој контекст вредни за спомнување се заклучоците на Proos и сор.⁽⁸³⁾ кои користејќи метод на анализа со конечни елементи утврдиле дека "улогата на цементот при функција е само да ги трансферира функционалните стресови од површината на вештачката коронка до забниот дентин врз кој таа лежи, а притоа тој самиот нема никаква улога во смисол на некаква дефлекција (одбивање) или амортизација на стресот". Според авторите, ова важи како за цинк фосфатниот, така и за смолестиот цемент без оглед на нивниот различен модул на еластичност како

карактеристична вредност која хипотетички би можела да биде значајна.

Методот со конечни елементи за анализа на влијанието на стресот и неговата дистрибуција низ цементниот слој при дејство на функционални сили користат и Kamposiora и sor⁽⁴²⁾. Според нив, цементниот слој не трпи големо оптоварување при функција освен во случаите кога врз коронката дејствува јака сила со коса насока. Во таквите ситуации интензитетот на стресот е 10 - 150 пати појак споредено со состојбата кога силата дејствува врз коронката аксијално. Дебелината на цементот не го афектира значајно износот на стрес. Во однос на видот на цементот, само кај цинк фосфатот постои нешто поголем ризик за појава на микрофрактури во зоната на работ при дејство на ексцесни функционални сили.

За разлика од нив, Wassell, Barker и Steele⁽¹⁰⁸⁾ сепак се на ставот дека малата дебелина на цементниот слој доведува до појака стрес концентрација при оптоварување.

Yamashita и sor.⁽¹²²⁾ исто така тврдат дека јаките функционални оклузални оптоварувања врз протетичката конструкција може да се причина за иницирање и пропација на микрофрактури во цементниот слој. Тие се должат на настанатите деформации на конструкцијата кои скоро исклучиво се јавуваат при дејство на дисконтинуирана, нелинеарна сила. Според овие автори, микрофрактурите се јавуваат во маргиналниот регион на спротивната страна од местото каде дејствува силата, додека во оклузалниот регион тие отсутствуваат.

Освен јачината на силата аплицирана при цементирањето, Wang, Millstein и Nathanson⁽¹⁰⁷⁾ како важен детерминирачки фактор за износот на елевацијата го потенцираат обезбедувањето на простор за цементот меѓу забното трупче и внатрешноста на артифицијалната коронка. Тие измериле сигнификантно намалување на елевацијата при постоење меѓупростор обезбеден за цементот уште при моделација на коронката. Според овие автори, ако не се обезбеди меѓупростор од најмалку 25 μm секогаш треба да се очекува елевација

од околу 100 μm . Што се однесува до она што е посебно значајно за нас, а тоа е можното влијание на видот на цементот врз елевацијата, според нивните наоди, таа кај цинк фосфатот е изразена и се движи од 73 - 116 μm , наспроти глас јономерот каде е од 18 - 43 μm .

И Wilson⁽¹¹⁷⁾ исто така го потенцира значењето на меѓупросторот како важен фактор за минимизирање на елевацијата. Тој презентира резултат од просечно 368 μm вертикална елевација измерена со клинички симулираната техника кај коронки без меѓупростор наспроти само 29 μm кај коронки моделирани со меѓупростор од 50 μm .

Авторите Tan и Ibbetson⁽¹⁰⁰⁾ акцентираат уште еден фактор кој влијае на елевацијата на коронката при цементирањето, а тоа е количината на цементната смеса што се става во коронката. Вообичаено околу половината од луменот на коронката се исполнува со замешаниот цемент што, според овие автори, е преголема количина. Тие препорачуваат да се намачка само тенок слој по внатрешните сидови што значително ја намалува вкупната количина која треба да се истисне при компресијата и налегнувањето. На овој начин, според Tan и Ibbetson, елевацијата се намалува просечно за дури околу 70 %.

Слично тврдење изнесува и Eichner⁽¹⁹⁾ според чии резултати просечната елевација при цементирање коронки целосни исполнети со цинк фосфат цемент изнесува 23 μm , додека кога цементната смеса била нанесена во тенок слој, елевацијата опаднала на 15 μm .

Во контекст на досега направените мерења на елевацијата со помош на "клинички симулираната" техника, треба да споменеме и група автори кои не го мерат вертикалното подигање на ниво на оклузалната површина при цементирањето туку се фокусираат на мерење на вертикалното поместување на гингивалниот раб на коронката сметајќи дека "основен проблем и главен стандард според кој протетичарот треба да суди за квалитетот на изработената реставрација е маргиналната адаптација"⁽⁹⁰⁾. Иако со ваквиот пристап

мерењето се префрла на спротивна страна, анализирано од геометриски аспект всушност измерената вредност би се очекувало да е иста бидејќи колку оклузалната површина се подигнала вертикално по цементирањето, исто толку се подигнал и гингивалниот раб на коронката над демаркационата линија на препарација. Со помош на скен електронско микроскопирање на модели излиени по отпечатување на заби реставрирани со коронки, Lofstrom и Barakat⁽⁵⁸⁾ измериле висинско отстапување на коронарниот раб од демаркационата линија со износ меѓу 7 и 65 μm .

Користејќи потполно иста експериментална техника Kern, Schaller и Strub⁽⁴⁹⁾ презентираат сличен резултат добиен кај внатрешни телескоп коронки. Тие укажуваат дека всушност уште пред цементирањето измериле висинска разлика меѓу коронарниот раб и демаркационата линија од просечно 30 μm што значи дека коронките најчесто и пред цементирањето не налегнуваат врз препарираниите заби до крајната позиција како на работните модели. По цементирањето со глас јономер цемент висинската разлика се покачила на 47 μm , додека кога бил користен цинк фосфат разликата изнесувала просечно 86 μm .

Moore и сор.⁽⁷⁰⁾ истиот тип мерење го направиле на коронки изработени врз метални шаблони со облик на препарирани заби. Тие измериле висинска разлика меѓу работ на коронката и демаркационата линија уште пред цементирањето со износ од $9,5 \pm 9,2$ μm . По цементирањето дошло до сигнификантно покачување со вредност од $35,6 \pm 18,5$ μm . Нивното истражување го прави посебно интересен фактот што тие паралелно спровеле мерење и на оклузалната елевација по цементирањето со цинк фосфатен цемент кај посебна група коронки добивајќи при тоа просечна вредност од 435 ± 200 μm . Авторите не нудат можно објаснување зошто толку драстични се разликува вредноста на елевацијата на оклузалната површина споредено со вертикалното подигнување на маргиналниот раб на коронката по нејзиното цементирање иако би се

очекувало тие да се со приближно ист износ. Наспроти тоа, тие во истражувањето афирмираат два други заклучоци. Првиот е дека постигнувањето максимална маргинална адаптација меѓу коронарниот раб и вратната граница на препарацијата е всушност антитеза на оклузалната елевација. Со други зборови, овие два елементи се спротивно пропорционално зависни бидејќи со одличната маргинална адаптација се запечатува единствениот отвор и се спречува истекувањето на одвишокот цемент па во крајната фаза налегнувањето се блокира доведувајќи до поизразена елевација. Вториот заклучок е донесен врз база на фактот што на различни точки на оклузалната површина од иста коронка биле измерени различни вредности на елевација. Од ова авторите заклучуваат дека не само што по цементирањето доаѓа до елевација туку и дека таа не е насекаде со ист износ, односно при тоа се јавува пропаѓање на едната страна на оклузалната површина наспроти другата која се подига со што таа станува наведната (закосена). Тоа практично значи дека при цементирањето коронката може да ја промени својата позиција не само во една рамнина (вертикално), туку заради нееднаквото пропаѓање на спротивните страни и потенцијалот за мала ротација што ја нуди овалниот лумен на препарираното трупче и вештачката коронка постои можност за тродимензионално изместување.

2.2.3. Хоризонтална маргинална стапалка

При изработката на фикснопротетичките конструкции долг период доминантен е концептот за субгингивална позиција на рабовите на вештачките коронки⁽¹⁰¹⁾. Според Felton и sor.⁽²⁰⁾, ваквата

екстензија на рабовите до половина од гингивалниот сулкус е оправдана од неколку причини: заштита од субгингивален кариес, супериорна естетика, зголемена висина на препарираниот заб итн. Сепак, овој концепт се обвинува за една сериозна импликација, а тоа е хроничната иритација на сулкусните структури и нивна консекутивна инфламација со сериозни последици по вкупното пародонтално здравје на носечките заби. Reeves⁽⁸⁴⁾ наведува дека иако примарна причина за инфламаторната гингивална реакција е плакот, кај носителите на фиксно-протетички конструкции се надоврзува, па и доминира јатрогениот фактор претставен преку директната ткивна иритација предизвикана од субгингивално поставениот коронарен раб, а многу ретко како алергична реакција кон некој од употребените материјали. Ова негово тврдење е несомнено потврдено и кај нас со испитувањето изведено од Петкова⁽⁷⁹⁾ во 1992 г. Иако заради наведената причина се препорачува субгингивалната позиција на работ на коронката да се замени со нејзино поставување парагингивално, оваа локација е сеуште најзастапен метод на избор при препарацијата со тангенцијална демаркациона линија која доминира кај нас.

Наспроти оваа субгингивална, вертикална екстензија во сулкусот која во литературата е многу експлоатирана и анализирана, сè повеќе се разгледува можното негативно клиничко влијание и на хоризонталната издаденост на работ на коронката.

Според Holmes и сор.⁽³⁰⁾, локацијата каде при цементирањето се сретнуваат гингивалниот раб на вештачката коронка и демаркационата линија на препарираното забно трупче е комплексна зона на која се разликуваат неколку елементи кои може да се со различна големина и во различни меѓусебни односи. Гледано од геометриски аспект, кај фикснопротетичките конструкции изработени по принципите на тангенцијална демаркациона линија, за ова истражување со својата важност се издвојуваат 4 од тие елементи и тоа: аксијален цементен слој, маргинална цементна пукнатина на аксијалниот слој, раб на коронката и хоризонтална маргинална

стапалка. При хипотетички идеална ситуација, преодот меѓу работ на вештачката коронка и непрепарираниот дел од забот треба да е без нерамнини, испакнатини или вдлабнатини бидејќи само таков рамсен профил ја гарантира презервацијата на нормалната анатомија и физиологија на гингивалниот сулкус. Ова е општо познато, потенцирано многупати и од многу автори, но веројатно најилустративно и најконцизно тоа го кажуваат Hunter и Hunter⁽³²⁾ според кои "минимизирањето на рабните дискрепанции кај вештачките коронки го максимизира гингивалното здравје". Според Libby и сор.⁽⁵⁷⁾ еден од есенцијалните фактори за долготрајност на фикснопротетичкото помагало е превенција на периодонталните компликации на што протетичарот може да влијае со високата прецизност при изработувањето и димензионирањето на рабовите на коронките.

Во пракса, односот меѓу работ на артифицијалната коронка и демаркационата линија на вратот на препарираниот природен заб никогаш не е во идеална хармонија и кај конструкциите со тангенцијална демаркација секогаш треба да се очекува појава на поголема или помала позитивна хоризонтална стапалка. Таа е еднаква на збирот од дебелината на работ на коронката и дебелината на цементот на ниво на маргиналната пукнатина. Еден дел од вкупниот износ на хоризонталната рабна стапалка се компензира со износот на одземената цврста забна супстанца при субгингивалната препарација, но кај препарацијата со тангенцијална граница одземениот слој е минимален и недоволен. Самото субгингивално поставување на работ на артефицијалната коронка предизвикува иритација на сулкусните структури, а кога згора на тоа ќе се комбинира со неговото проминирање во сулкусот во вид на хоризонтална стапалка, веројатноста за воспалителна реакција кај веќе иритираните меки ткива станува многу реална.

Wilson⁽¹¹⁸⁾ наведува уште една причина која во ретки случаи допринесува за хронична иритација. Тој тврди дека при цементирањето, особено ако кај конструкции изработени од златни

легури се користи погуста цементна смеса и се аплицира јака компресивна сила, може да дојде дури и до деформација на тенкиот гингивален раб на коронката во смисол на негово истегнување и искривување.

Авторите Richter и Ueno⁽⁸⁶⁾ кои ја истражувале гингивалната инфламација кај фикснопротетичките конструкции, одат дотаму што тврдат дека воспалителниот одговор дури помалку зависи од вертикалната позиција на коронарниот раб бидејќи според резултатите од нивното истражување нема сигнификантна разлика кога тој бил поставен субгингивално или супрагингивално. Како доминантен фаворизирачки фактор тие го наведуваат хоризонталното проминирање на преширокиот коронарен раб и неговата груба финална обработка.

За разлика од нив, White и сор.⁽¹¹⁰⁾ сметаат дека неусогласеноста на ниво на хоризонталната рабна адаптација е со помало негативни клиничко значење од вертикалната.

И нашите автори Бајевска и Мирчев⁽⁵⁾ укажуваат дека надразнувањето на гингивата е секогаш поголемо онаму каде што не постои непрекорен однос на коронарниот раб кон вратот на забот. Тие посочуваат дека предилекциони локации за создавање широк меѓупростор и издадени коронарни рабови (а со тоа и издадена хоризонтална рабна стапалка) се бифуркацијата на моларите и мезијалната страна на првиот горен премолар.

Кога веќе заради објективни технички потешкотии не е можно да се изведе идеално рамен преод, генерално се смета дека постоењето хоризонтална маргинална стапалка може да се прифати ако е таа со минимален износ. Suvín и Kosovel⁽⁹⁹⁾ како толерантна за гингивата ја наведуваат вредноста до 200 μ m (0,2 mm). Но дури и да го прифатиме нивното мислење, во литературата се сретнуваат податоци за поголем измерен износ на хоризонталната рабна стапалка. Така Shillingburg⁽⁹²⁾ ги посочува испитувањата на Björn и сор. според кои повсџе од половината едноделно леани артифицијални коронки формираат хоризонтална рабна стапалка

поголема од посочените 200 μm , а кај околу 40% од порцеланските коронки таа надминува 300 μm .

Едно од најобемните испитувања на дебелината на маргиналната цементна пукнатина извеле White, Ingles и Kipnis⁽¹⁰⁹⁾ кои наведуваат дека измериле нејзина просечна вредност од $186,7 \pm 17,1$ μm и тоа најмала кај глас јономерниот цемент ($82,8 \pm 12,4$ μm), нешто поголема кај цинк фосфатот ($111,0 \pm 17,2$ μm) и карбоксилатот ($141,6 \pm 24,2$ μm), а најголема кај композитниот цемент ($335,0 \pm 45,5$ μm). Меѓутоа ова се вредности само на дебелината на маргиналниот цемент кој ја исполнува маргиналната пукнатина, а ако на ова се додаде и дебелината на работ на самата вештачка коронка, тогаш за очекување е дека вкупниот износ на хоризонталната стапалка ќе биде уште поголем.

2.3. Ретенциска сила на цементите

Ретенциската отпорност на цементираната артифицијална коронка кон дејство на влечни, но и на сите други функционални сили теоретски е под влијание на 2 главни фактори - геометријата на препарираното забно трупче и средството за перманентно цементирање^(66, 92).

Првичните претпоставки за зависноста меѓу ретенцијата и геометријата на трупчето биле повеќе втемелени на искуство и логика отколку на прецизни експериментални испитувања се до трудовите на Jorgensen^(40,41) од 1960 г. Тој врз база на своите истражувања презентира графичка релација за интеракцијата на

двата споменати фактори. Според овој графикон, зголемувањето на закосеноста на аксијалните површини, односно зголемувањето на т.н. агол на вкупна конвергенција што тие го градат меѓу себе, предизвикува прогресивно намалување на ретенцијата на конструкцијата.

Parker и сор.⁽⁷⁸⁾ изнесуваат дека што се однесува до геометријата на трупчето, ретенцијата е "функција детерминирана од 3 параметри: висина, ширина (поточно големина на дијаметарот на базата) и закосеност на бочните страни". Последниот од наброените геометриски елементи конкретно се однесува на дизајнот на спротивните аксијални страни (вестибуларната в.с. оралната и мезијалната в.с. дисталната) за кои важи правилото да се препарираат приближно паралелни или, поточно, со препорачана закосеност на секоја страна према вертикалата од околу 5 °. Според наведените автори, правилното дизајнирање на овие три елементи е предуслов за постигнување т.н. "резистенција" на фикснопротетичката изработка кон поместување при дејство на сила. Нивните истражувања покажале дека 96 % од инцизивите, 92 % од канините, 81 % од премоларите и само 46 % од моларите се прапарираат во согласност со геометриските барања за постигнување резистентна форма. Во контекст на овие податоци очигледно дека колку се оди подистално во забниот низ, толку значењето на цементот како ретенциски фактор станува поголемо, а во одредени случаи (кај моларите тоа се над 50 %) и пресудно.

Zidan и Ferguson⁽¹²⁵⁾ ги потврдуваат наодите на Jorgensen. Тие не нашле значителни разлики на силата на ретенција кај коронки цементирани врз препарирани заби со агол на закосеност од 6 и 12 °, но тврдат дека ретенцијата сигнификантни се намалила кај забите со агол од 24 °.

Вториот наведен фактор значаен за ретенцијата на конструкцијата е самиот цемент. Различните видови цемента ретенцијата ја постигнуваат на различен начин. Веќе споменавме дека цинк фосфатниот цемент ретенцијата ја формира исклучиво

механички, со вкештување во микронерамнините на препарираниот заб и внатрешноста на вештачката коронка што е познато уште и како "клуч во брава". Кај смолестиот (композитен) цемент ретенцијата се постигнува преку интермедијарен слој кој делумно навлегува и во почетниот дел од дентинските каналчиња⁽¹⁾. Другите 3 вида испитувани цементи ретинираат по пат на хемиска адхезија преку меѓумолекуларни привлечни врски за што главната улога ја има калциумот од цврстите забни ткива. Според Круниќ, Алексов и Станковиќ⁽⁵²⁾, јачината на ваквата хемиска врска зависи од природата на материјалите кои се врзуваат (цемент, глеѓ, дентин, метал) при што важна улога има интимноста на контактот меѓу двата материјала, површината на контактот, чистотата на површините, бројот на хемиски активните групи и типот на хемиската врска (ковалентна, јонска, водородна) итн.

Различниот механизам на ретенција и разликите во физичките особини меѓу цементите од кои најважни се нивната цврстина и модул на еластичност, генерираат и различна сила на ретенција меѓу цементите. Како ретенциски далеку најјак се покажува смолестиот композитен цемент. Според наодите на погоре спомнатата Zidan и Ferguson, тој е ретенциски двојно појак од фосфатниот и глас јономерниот цемент. Тие наведуваат дека дури и при изразито неповолен агол на конусност од 24 °, овој цемент има за 20 % поголема ретенциска сила во однос на другите цементи дури и кога тие биле користени за фиксација на конструкции со препорачана идеална закосеност на препарираниите страни од само 6 °.

За цементите кои ние ги испитуваме, мислењата и експерименталните резултати се поделени. Иванов⁽³⁷⁾ презентира дека најслаба отпорност кон дејство на влечна сила со вредност од 5 - 7 МПа покажува цинк фосфатниот цемент, нешто подобра вредност од 6 - 14 МПа има поликарбоксилатниот цемент, а ретенциски најјак е глас јономерниот цемент со 13 - 17 МПа.

Browning и сор.⁽⁸⁾, со цел да го исклучат влијанието на геометријата на носечкиот заб врз ретенцијата и да ја процената

улогата само на цементот, цементираве коронки на забни трупчиња препарирани исклучително кратки, само 3 мм. и со голема закосеност на аксијалните страни од дури 28°. Кај вака неповолни случаи измериле напон на смолкнување од 9,4 МПа за смолестиот, 5,0 МПа за глас јономерниот и 3,1 МПа за цинк фосфатниот цемент.

Круник, Алексов и Станковиќ⁽⁵²⁾ потенцираат уште 2 дополнителни фактори кои влијаат врз јачината на ретенциската отпорност на фикснопротетичките конструкции, а тоа се големината на забното трупче и профилот на рапавост на неговите препарирани површини. Нивната студија е изведена на препарирани природни премоларни заби и спрема нив соодветно изработени коронки кои потоа се цементиран со цинк фосфат цемент. Површината на трупчињата е пресметувана математички, рапавоста е варирана во зависност од гранулација на употребените брусни инструменти и потоа мерена со профилометар, додека за мерење на силата на ретенциска отпорност е користен динамометар. Измерените вредност за силата на ретенција се движеле од 229,40 - 277,10 N или, поделено по единица површина, од 1,98 - 2,24 N/mm². Авторите изнесуваат дека кај поголемите забите со поизразен профил на рапавост на препарираните површини измериле сигнификантно поголема сила потребна за раздвојување на артифицијалната коронка од носечкиот заб.

Во прилог на овие наоди ќе ги наведеме и мислењата на Shillingburg и сор.⁽⁹²⁾ дека кај препарираните молари се очекува нешто поголема ретенција заради поголемата површина на вертикалните страни на трупчињата и на Bass и Kafalias⁽⁶⁾ кои се согласуваат со констатацијата дека употребата на брусни тела со фина гранулација како финална фаза при препарацијата ја компромитира ретенцијата и препорачуваат среднозрнести борери кои обезбедуваат профил на рапавост од околу 20 μ m со исклучок на гингивалната стапалка каде се инсистира на што помазна површина со користење ултра фини борери гранулирани до 5 μ m.

Наспроти ова стои констатацијата на Wiskot, Belser и Scherrer⁽¹²⁰⁾ според кои зголемувањето на површинската текстура односно рапавост на препарираниот заб и внатрешноста на коронката имаат скроман ефект врз ретенциската отпорност при дејство на коса латерална динамичка сила кога за цементирање се користат цинк фосфатниот и глас јономерниот цемент, а ретенцијата сигнификантно се зголемува само при цементирање со смолестиот композитен цемент. Авторите исто така известуваат дека меѓу дебелината на цементниот слој и јачината на ретенциската сила има обратна пропорционална зависност, а истото го потврдуваат и Diaz-Arnold, Williams и Aquilino⁽¹⁶⁾.

Mausner, Goldstein и Georgescu⁽⁶¹⁾ ја анализираат ретенциската сила на различни видови цемента земајќи го во предвид и можното влијание на заштитните десензибилизирачките лакови кои се аплицираат на препарираниите заби. Тие кај нетретираните примероци цементиран со цинк фосфатен цемент измериле сила на ретенција од $383,28 \pm 62,17$ N, кај примероците цементиран со поликарбоксилат $335,97 \pm 54,29$ N, кај цементираните со глас јономер $234,74 \pm 64,70$ N, а кај примероците цементиран со смолест композитен цемент била измерена вредност од $289,25 \pm 116,10$ N. По третманот со десензибилизирачки лак врз база на полимерна смола кој ги запечатува дентинските канали, силата на ретенција кај сите видови цемента сигнификантно опаднала освен кај смолестиот композитен цемент кај кој дошло до нејзино изразито покачување. Авторите сметаат дека намалувањето на ретенцијата кај цинк фосфатот се должи на покривањето на нерамнините и отворите на дентинските каналчиња во кои веќе не може да се вклучи цементот, додека кај поликарбоксилатот и глас јономерот причината лежи во фактот што лакот врши изолација и блокирање на хемиската врска што меѓу цементот и хидроксиапатитот од цврстата забна супстанца ја формираат јоните на калциум.

О'Brien⁽⁷⁴⁾ тврди дека за адекватна и задоволителна ретенција меѓу вештачката фиксна конструкција и препарираниот заб неопходен е минимален износ на сила од околу 60 МПа (8 500 psi).

2.4. Растворливост на цементите

Сите постоечки видови средства за перманентно цементирање покажуваат осетливост кон пролонгираното дејство на флуиди било да се тие од ендогено или егзогено потекло. Ова всушност значи дека во влажна средина цементите се подложни на растворање и деградација. Во фазата на замешување на цементот и поставување на протетичката конструкција во устата императивот за суво работно поле релативно лесно може да се задоволи и со тоа да се постигне негово успешно иницијално врзување. Ова правило треба секогаш да се има во предвид без оглед со кој вид цемент ќе се врши фиксирањето на конструкцијата. Во прилог на ова говорат истражувањата на Curtis, Richards и Meiers⁽¹³⁾ кои потврдиле сигнификантно поголема ерозија и кај глас јономерот и кај цинк фосфатниот цемент при нивно премногу рано иницијално влажење со плувачка.

По завршувањето на цементирањето и отстранувањето на вишокот, односно по просечно само околу 10 мин. од замешувањето на смесата, започнува постојаната изложеност на цементот на најразлични флуиди на местото каде што е тој директно експониран, конкретно во подрачјето на гингивалниот раб на коронката и демаркационата линија. Во овој дел цементот е со екстремно тенок слој со микронска дебелина, а од друга страна не е можна негова визуелна или било каква друга контрола ниту пак постои начин за некаква реинтервенција, дополнување или поправка. Испирањето на

овој слој доведува до губиток на херметичноста со сите претходно споменати негативни консеквенци што од тоа произлегуваат, а од кои според авторите Karadžov, Adamov-Lazin и Stojanović-Ajduković⁽⁴⁵⁾ најсериозна е појавата на кариес на забите носачи. Овие автори сметаат дека и најмалиот микропростор настанат со растворање и промивање на перманентниот цемент е идеално место за инвазија со микроорганизми, особено кога се има во предвид нивната величина (staphylococcus aureus 0,8 μm , neisseria 0,5 - 1 μm , streptococcus pyogenes 0,6 - 1,3 μm , lactobacillus acidophilus 0,6 - 0,9 μm итн.)

Вообичаено се смета дека предимензионираниот, премногу дебел маргинален слој цемент и евентуалните негови дефекти кои ја компромитираат херметичноста многу полесно може да се забележат кај фикснопротетичките конструкции изработени со стапалка наспроти оние кои се со тангенцијална демаркациона линија. McFytoa Jacobs и Windeler⁽³⁷⁾ ги цитираат резултатите на Christensen и Dedmon според кои и кај вака изработените конструкции искусен стоматолог не може да забележи цемент меѓу работ на коронката и демаркационата стапалка ако е тој со износ на слојот помал од 100 μm . Очигледно дека постигнувањето максимална херметичност која би ја спречила изложеноста на маргиналниот цемент на дејството на оралниот флуид останува проблем без оглед на типот на демаркационата линија.

Механизмот на дезинтеграција, односно исчезнување на стврднатиот цемент се должи на 2 физички појави: дисолуција (растворање) на аморфниот цементен матрикс заради дифузија на неговите солубилни компоненти во оралниот флуид и ерозија (откинување) на јадрата од неизреагирани партикли прашок под дејството на механичкиот стрес што се јавува при функционалните оптоварувања на протетичката конструкција. Овие јадра потоа биваат испрани и однесени од оралните течности.

За појаснување на дисолуцијата и ерозијата неопходно е да се потсетиме на неколку поими од физичката хемија. Имено,

според Шоптрајанов и сор.⁽⁹⁶⁾, растворите се системи составени од две или повеќе компоненти наречени конституенти кај кои низ едниот конституент - растворувач се распределени честички од друг конституент - растворена супстанца. Квантитативниот состав на некој раствор се изразува меѓу другото и преку неговата концентрација која се дефинира како "однос меѓу количеството на растворена супстанца и вкупниот волумен на растворот". За брзината на растворањето важат истите правила и закони како и за кинетиката на другите хемиски реакции и таа се следи преку промена на концентрацијата на растворот во тек на одредено реакционно време. Во случаи кога концентрацијата е пропорционална со некое друго својство кое може полесно и поточно да се определи, брзината може да се следи и со мерење на тоа друго својство (вакви методи се полариметрија, колориметрија, фотометрија, масена спектрометрија, гасна хроматографија итн.)

Според Jacobs и Windeler⁽³⁷⁾, брзината на цементното растворање емпириски зависи од величината на површината која е изложена на дејството на растворувачот што всушност би значело дека кога на дејство на растворувачот е изложен подебел маргинален слој цемент се очекува и негова побрза диссолуција. Ова е во согласност со постулатите на физичката хемија според кои веројатноста некоја молекула да ја напушти својата фаза, во конкретниот случај молекулите на цврстиот цемент и да помине во течната фаза на оралниот флуид зависи од карактеристиките на самиот молекул (маса, ел. полнеж и сл.) и од големината на површината на граничниот слој меѓу двете фази. Наспроти тоа, Фиковиот прв закон за дифузија посочува дека износот на диссолуцијата која настанува заради дифузија на флуидот не е во корелација со степенот на цементната изложеност, односно дебелината на експонираниот слој цемент, туку, во статички услови, зависи од концентрацискиот градиент и дифузионата константа на растворувачот - оралниот флуид и растворливата супстанца - цементот. Ова го потврдуваат резултатите од испитувањето на White,

Ingles и Kipnis⁽¹⁰⁹⁾ кои не нашле сигнификантна корелација меѓу ширината на експонираниот маргинален слој цемент и пропустливоста кај вештачки коронки цементираны со различни видови цемента.

Но и Фиковиот закон не важи во потполност од неколку причини. Прво, составот на растворувачот не е цело време со константен и хомоген квалитет бидејќи го сочинуваат компоненти со различен состав, волумен и потекло (плунка, сулкусна течност, флуиди внесени со храната итн.) Понатаму, кај средствата за перманентно цементирање не доаѓа само до чисто растворање туку и до загуба на материјалот заради еродирање на јадрата од неизреагирани партикли прашок. Тие се откинуваат или кога околниот матрикс од стврдната цементна смеса во кој се заробени ќе се раствори или кога тој ќе напукне и ќе се одвои заради дејство на појака сила. Покрај тоа, според теоријата, веројатно е дека паралелно постои и обратна реакција на растворањето, а тоа е повратно таложење чија динамика ќе зависи од концентрацијата на растворената супстанца во растворувачот. Во случајот на цементниот слој за очекување е дека заради континуиран дотур на нов растворувач не доаѓа до зголемена концентрација и заситеност па оттаму не би можело да настапи стационарна состојба на изедначување меѓу растворањето и таложењето.

Ова кратко потсетување на теориските аспекти на растворливоста јасно ја покажува сложеноста на неговата процена и мерење кај средствата за перманентно цементирање. Според ADA/ANSI и ISO стандардите кај цинк фосфатниот цемент се толерира најмногу до 0,2 % загуба на маса растворена за 24 часа, а истата вредност е прифатена и за другите средства за перманентно цементирање. Тоа се констатира или преку мерење на сувиот остаток по испарување на течноста - растворувач во која е држен примерокот цемент или како разлика во тежината на примерокот пред и по држењето во растворувачот, а постои и посложена метода растворливоста да се измери со пикнометар кој служи за

определување на густината на растворите. Притоа како растворувач не се користи плувачка туку најчесто дестилирана вода, а поретко 0,01 М раствор на млечна киселина (Knobloch и сор.⁽⁵⁰⁾), пуферирани раствори на други органски киселини како лимунска и оцетна (Ozcan, Gemalmaz и Yorus⁽⁷⁷⁾) и сл.

Според Jones⁽³⁹⁾, видот на растворувачот и соодносот на компонентите прашок / течност можат значително да влијаат врз растворливоста и дезинтеграцијата на перманентниот цемент. Тој наведува дека хибридниот цемент вообичаено се смета како најотпорен, наспроти поликарбоксилатот кој е најосетлив кон растворање и дезинтеграција, но резултатите на експерименталните тестови во многу зависат од употребениот растворувач што го потврдуваат и резултатите на Ozcan, Gemalmaz и Yorus⁽⁷⁷⁾ за поголема растворливост на глас јономерниот и хибридниот цемент во раствор од лимунската киселина наспроти растворливоста во некои други органски киселини.

Спротивно на тврдењето на Jones, според O'Brien⁽⁷⁴⁾ најмалку растворливи се поликарбоксилатите (0,06 %), нешто повеќе фосфатните (0,2 %), а како најрастворливи ги наведува глас јономерните средства за перманентно цементирање (1 %).

Поедини автори користат и подиректни методи за мерење на загубата на цементите под дејство на флуиди. Phillips и сор.⁽⁸²⁾ вметнувале мали партикли од различни цементи во пропустливи комори во сидовите на привремено поставени вештачки коронки за да по 6 и 12 месеци го мерат износот на нивното растворање и дезинтеграција.

Hersek и Canay⁽²⁸⁾ ја користат истата *in vivo* метода со таа разлика што наместо во коронки, примероците од фосфатен, поликарбоксилатен и глас јономер цемент ги вметнувале во лингвалните екстензии на мандибуларни протези. Врз основа на добиените резултати тие го рангираат глас јономерот како сигнификантно помалку солубилен од двете останати испитувани средства за перманентно цементирање.

Мерење на растворливоста и дезинтеграцијата на маргиналниот цемент директно изведено на екстрахирани и надолжно расечени заби со коронки носени подолг период во уста преку мерење на длабочината на внатрешниот празен простор меѓу работ на коронките и забните трупчиња вдоль кој дошло загуба на цементот извеле Kydd и sor⁽⁵³⁾. Тие презентираат дека длабочината на просторот без цемент изнесувала од 0 - 1.310 μm со просечна вредност од 432 μm на мезијалната и 274 μm на дисталната страна.

3. ЦЕЛИ НА ТРУДОТ

Напорите за подобрување на карактеристиките на средствата што се користат за перманентно цементирање на фикснопротетичките надоместоци резултираат со усовршување на постоечките и појава на нови видови цементи. Сознанијата од секојдневната пракса, резултатите на други автори и наодите добиени од нашите сопствени прелиминарни испитувања иницираа поставување работна хипотеза дека различните видови средства за цементирање имаат и различни индивидуални карактеристики. Од нив со своето потенцијално клиничко значење се издвојуваат карактеристиките кои се директно или индиректно поврзани со цементниот слој и тоа неговата дебелина, величината на оклузалната елевација која тој ја предизвикува, маргиналната стапалка, силата на ретенција и постојаноста и отпорноста на кон растворање со што цементот ја обезбедува херметичката изолација во услови на постојано влажна средина. Според работната хипотеза сите овие клинички важни карактеристики директно зависат од видот на користениот перманентен цемент. Овие варијации на карактеристиките на цементниот слој кај различните видови цементи можат квантитативно да се измерат, анализираат, споредат и проценат за што се поставија следните цели на испитувањето:

1. да се измери просечната дебелина на цементниот слој кај четири различни видови средства за перманентно цементирање: цинк фосфат, цинк поликарбоксилат, глас јономер и хибрид цемент,

2. да се измери просечната елевација на оклузалната површина по цементирањето на вештачките коронки кај секој од четирите испитувани видови перманентни цемента,
3. да се измери просечната хоризонтална маргинална стапалка кај вештачките коронки изработени со тангенцијална демаркациона линија пред и по цементирањето со испитуваните видови перманентни цемента,
4. да се измери ретенцијата на секој од испитуваните цемента преку мерење на просечната сила потребна за смолкнување на цементираните коронки,
5. да се измери степенот на растворливост и дезинтеграција на секој од селектираните видови перманентни цемента,
6. да се компарираат добиените резултати за вредноста на секоја поединечна карактеристика кај сите испитувани цемента и да се процени значајноста на евентуалните разлики.

4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

Испитувањата се изведоа на Клиниката за фиксна стоматолошка протетика при Стоматолошкиот факултет, Технолошкиот факултет, Републичкиот институт за испитување на материјали во Скопје и лабораторијата за контрола на квалитетот при ФКН, Неготино.

Како материјал за работа се селектираа следните 4 видови средства за перманентно цементирање :

- цинк фосфат цемент ("Harvard", Richter-Hoffman, Berlin, Germany)
- глас јономер цемент ("Ketac CEM", Espe, Seefeld, Germany)
- хибрид цемент ("Fuji Plus", GC Corporation, Tokyo, Japan)
- цинк поликарбоксилат цемент ("Harvard CC", Richter-Hoffman, Berlin, Germany).

Без мерени вредностите на следните 5 клинички важни параметри кои се поврзани и произлегуваат од карактеристиките на цементниот слој кај секој од наброените 4 видови перманентни цемента:

- дебелина на цементен слој,
- оклузална елевација,
- хоризонтална маргинална стапалка,
- ретенциска сила,
- растворливост и дезинтеграција.

Мерењето на дебелината на цементниот слој, оклузалната елевацијата и хоризонталната рабна стапалка се направи со механички микрометар - компаратор (Somet, Teplice, Českoslovakia) со најмала единечна мерна вредност од 1 μm (0,001 мм).

Компресивното оптоварување при цементирањето на секој од примероците изнесуваше 100 N (Њутни) во траење од 5 мин. и се изведе со преса од Бринелов тип (Alfred J. Amsler & Co., Schaffhausen, Schweiz).

За мерење на силата на ретенција се употреби механички тензиометар (Tinus Olsen) со прогресивно зголемување на влечната сила од 10 N / сек.

При спремањето на цементите се почитуваа упатствата на производителите за соодносот прашок / течност и за времетраење на мешањето кај секој различен вид перманентен цемент. За мерење на тежината на компонентите со цел точно да се дозира односот прашок/течноста се користеше дигитална вага (Tehnica FB - 300 M, Železniki, Slovenija) со можност за резолуција од 0,001 гр.

Мерењето се направи на вкупно 360 експериментални примероци. Од нив 120 се примероци составени од парови правоаголни стаклени плочки со должина на страните од 15 мм и дебелина од 5 мм. За секој од четирите видови испитувани средства за цементирање беа употребени по 30 парови плочки. Заедничката дебелина на двете плочки од секој пар се измери со микрометар-компаратор во една маркирана, во центарот поставена точка. Цементот, замешан на начин и во сооднос на компонентите како што препорачува производителот, се стави во вид на густа капка на средината на долната стаклена плочка, а потоа се поклопи со горната плочка по што двете веднаш се поставуваа во преса со која преку метална плоча - адаптер со исти димензии како стаклените плочки врз нив се аплицираше компресивна сила. Јачината на силата во почетните 10 сек. прогресивно растеше се до вредност од 100 N (Њутни). На ова ниво таа беше одржувана 5 мин. Потоа со микрометар - компараторот повторно се измери дебелината на

плочките со стврднатиот цемент меѓу нив. Разликата меѓу измерените висини на плочките со и без цемент ја претставува дебелината на цементниот слој кај секој испитуван примерок.

За мерење на елевацијата на коронките при цементирањето, хоризонталната маргинална стапалка и на ретенциската сила се користеа исто така 120 експериментални примероци, повторно по 30 за секој од испитуваните видови перманентни цемента. Примероците се состоеа од препарирани забни трупчиња и на нив цементиран метални капички. Како забни трупчиња се користеа препарирани природни интактни заби од трансканиниот сектор (еднаков број молари и премолари), екстрахирани заради ортодонтски или пародонтолошки индикации и состружени со турбински коленик по принципите на препарација со тангенцијална демаркациска линија. За состружување на секој заб е користен конусен дијамантски борер (Meisinger, Germany) со гранулација на зрната на работниот дел од 20 - 40 μm . По земањето прелиминарен отпечаток од препарираниите заби со силиконска маса (Optosil P plus, ICN Galenika, Zemun, SCG) и корекционен отпечаток со истороден материјал со помала вискозност (Xantopren VL plus, ICN Galenika, Zemun, SCG), отпечатоците се излија вакуумски со супер цврст гипс (Moldasynt, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) за да се добијат работни модели со подвижни трупчиња. На нив се измоделираа восочни коронки - капички. За да може овие примероци да се користат за мерење и на ретенциската сила, на нивната оклузална површина се додаде восочен продолжеток во облик на вертикално поставен прстен. Капичките се моделираа со меѓупростор од 25 - 30 μm колку што според упатството се обезбедува со премачкување 2 слоја дистанциски лак (Distančni lak, Interdent, Slovenija). Капичките се вложија во маса за вложување (Castorit-super C, Dentaurum, Ispringen, Germany) и се излеаа со легура (Remanium CS, Dentaurum, Ispringen, Germany). Излеаните капички се пескираа и обработуваа во лабораторија, а потоа се пробаа и упасуваа на соодветните

препарирани заби по принципите и методите кои важат при проба на фикснопротетички конструкции. На оклузалната површина на секоја капичка, до самиот вертикален прстен, со мал карбитен борер се маркира точкеста вдлабнатина како референтна локација на која ќе се мери елевацијата пред и по цементирањето. Иста таква маркација се стави и на гингивалниот раб на секоја од капичките. Таа послужи како референтна точка за мерење на износот на хоризонталната маргинална стапалка пред и по цементирањето.

Препарираниите заби се поставија со коренскиот дел најпрвин во шуплив гумен прстен со дијаметар од 12 мм. и висина од 40 мм. кој претходно беше исполнет со свежо замешан самоврзувачки акрилат (Simgal, ICN Galenika, Zemun, SCG). Во акрилатот се вложуваше околу $3/4$ од должината на коренот на препарираниот заб, односно 2-3 мм над демаркационата линија на која завршува работ на капичката, а со цел тој да биде достапен за мерење на хоризонталната маргинална стапалка. По стврднувањето на акрилатното тесто гумениот прстен се отстрануваше, а добиениот акрилатен цилиндер се обработи така што на неговата долна половина, спротивно од крајот каде е вложен препарираниот заб, со состружување со фреза се формираа 2 паралелни рамни страни оддалечени меѓу себе 1 цм. што е неопходно за да може на овој дел подоцна да се фиксира едниот пар влечни клеми од тензиометарот. Секој од вака спремените примероци повторно се вложи во метален прстен со висина од 3 цм. и дијаметар 3 цм. исполнет со свежо замешан супер цврс гипс. Вложен беше само акрилатниот дел од примерокот и тоа претходно добро премачкан со средство за изолација за да може подоцна лесно да се одвои од гипсената база. На овој начин се добија 120 експериментални примероци од кои секој се состоеше од метална капичка - коронка со прстен поставен вертикално на средината од нејзината оклузална површина, препарирано природно забно трупче цврсто фиксирано во акрилатен цилиндер и гипсена база зајакната со метален прстен.

На вака спремените примероци најпрвин се пристапи кон мерење на износот на хоризонталната рабна стапалка која ја формира

само металниот раб на капичката пред цементирање и тоа со микрометар - компаратор на локацијата обележана со маркирната точка, а во следната фаза и прецизно одредување на висината на примерокот со нецементирана капичка. При мерењето на хоризонталната рабна стапалка директно се добиваше бројчена вредност за нејзиниот износ (пред цементирање) додека мерењето на висината на примерокот со капичката поставена пред цементирање послужи само за да скалата на инструментот на оваа висина се калибрира на нулта позиција. Следеше замешување на соодветниот вид цемент, негова апликација во капичката која потоа се поставуваше врз препарираното трупче и монтирање на примерокот во преса за да врз него се делува со компресивна сила од 100 N во траење од 5 минути. Потоа со микрометар - компараторот повторно се измери висината на примерокот, овој пат со слојот стврднат цемент меѓу коронката и трупчето. Бидејќи претходната висина на примерокот пред цементирање беше нулта точка на скалата на инструментот, со ова второ мерење директно се отчита износот на елевацијата на оклузалната површина што настанал по цементирањето на капичката. На крај примерокот се фиксираше во хоризонтална положба и во маркирната точка на работ од капичката повторно се измери износот на хоризонталната рабна стапалка што овој пат заедно ја формираат дебелината на металниот раб и дебелината на маргиналниот слој цемент. Дебелината пак само на цементот во овој маргинален регион се калкулираше како разлика меѓу вредноста на стапалката измерена по цементирањето и вредноста пред цементирањето.

По завршените мерења на елевацијата и хоризонталната гингивална стапалка, се премина на мерење на силата на ретенција. Секој од препарираните заби со цементираните капички се извадија од гипсената база. Потоа секој примерок се монтираше на тензиометар при што на едната негова влечна клема се постави акрилатниот цилиндер во кој е фиксирано забното трупче со цементираната капичка, а на другата клема жичен елемент чија што кука се поврза

со вертикалниот прстен на капичката. Секој од 120 примероци беше изложен на дејство на влечна сила се до раздвојување на капичката од забното трупче.

За мерење на растворливоста исто така се фабрикуваа други 120 примероци, повторно по 30 од секој од четирите видови перманентни цемента. Овие примероци се всушност округли дискови од стврднат цемент со дијаметар од 20 мм. и дебелина од 2 мм. Како растворувач се употреби дестилирана вода. Пред да се пристапи кон тестирање на растворливоста на цементните дискови, тие се подложијат на сушење во стерилизатор со сува топлина со што се елиминира содржината на било каков флуид во нив, а особено на врзаната вода која кај некои до средствата за перманентно цементирање е продукт на реакцијата на врзување. На тој начин се доби нивната нето тежина. Сувите примероците се ставаа врз метална подлога - држач со кружни перфорации кои одговараат на димензиите на цементните дискови што овозможи тие од сите страни да бидат изложени на дејството на растворувачот. Дисковите заедно со нивниот држач се потопуваа во кадата со дестилирана вода. Времетраењето на држење на примероците во дестилираната вода - растворувач беше 1, 7, 14 и 21 ден, а пред почетокот на тестирањето и меѓу секој интервал примероците повторно се сушеа и мереа со прецизна техничка вага (E. Mettler, Zürich, Schweiz) со резолуција од 0,00001 гр. како најмала единечна мерна вредност. Сушењето се изведе со двократно постапно загревање во стерилизатор на температура од 130 - 140° C во траење од 2 часа по што следи постапно ладење. Во интервалот меѓу загревањата примероците се држеа во вакумски десикатор. На тој начин се испита дали цементите се растворливи и со која динамика. Износот на растворливоста се калкулираше како % на загуба на тежината (масата) пред и по изложувањето на дејството на растворувачот за одредениот временски период.

На опишаниот начин се формираа вкупно 12 групи со по 30 примероци во секоја група. Номенклатурата на групите се изведе така што секоја во своето име содржи кратенка за:

- видот на цементот
 - ЦФ - цинк фосфат,
 - ГЈ - глас јономер,
 - ХБ - хибрид,
 - ПК - поликарбоксилат,
- изгледот на експерименталниот примерок
 - 1 - стаклени плочки со цемент меѓу нив,
 - 2 - метални капички / коронки цементираны на препарирани заби кои со коренскиот дел се фиксирани во акрилатни цилиндри,
 - 3 - овални дискови од цемент.

Кај групите ЦФ-1, ГЈ-1, ХБ-1 и ПК-1 се измери 1 испитуван параметар и тоа дебелината на цементниот слој според пропишаната "сендвич" техника на АДА.

Кај групите ЦФ-2, ГЈ-2, ХБ-2 и ПК-2 се измерија 3 испитувани параметри: елевација на коронките по цементирањето со "клинички симулирана" техника, износот на хоризонталната рабна стапалка пред и по цементирање и силата на ретенција. При мерењето на силата на ретенција примероците од секоја од овие групи беа поделени на две подгрупи - молари и премолари, а со цел да се процени дали постои зависност меѓу износот на ретенциската сила и величината на забното трупче.

Кај групите ЦФ-3, ГЈ-3, ХБ-3 и ПК-3 се евалуираше 1 испитуван параметар и тоа растворливоста на секој одделен вид цемент измерена преку евентуалната промена на масата на примероците по држење во дестилирана вода.

Освен овие 12 групи, презентирани и дискутирани се дополнителни 4 групи кај кои се дадени резултатите за дебелина на апроксималниот цементен слој. Бидејќи кај нив вредностите не се добиени со директно мерење на експериментални примероци туку по пат на математичко пресметување со помош на формулата користена од Lange и Jorgensen, а врз основа на измерената елевација, кај овие групи се користеше номенклатура за групите само според видот на средството за перманентно цементирање (ЦФ, ГЈ, ХБ и ПК).

Статистичката обработка на податоците е изведена со помош на компјутерската програма SPSS 10.0, а при анализата се користени следните статистички параметри:

- аритметичка средна вредност ($\bar{x}$),
- стандардна девијација (SD),
- коефициент на варијација (KV),
- Wilcoxon Signed Ranks Test за процена и утврдување на статистичката значајност на разликите меѓу аритметичките средини на испитуваните групи примероци од различните видови средства за перманентно цементирање.

5. РЕЗУЛТАТИ

Резултатите се презентирани на табели и графикони по редоследот на целите на истражувањето. Основните табели се нумерирани со арапски броеви и се всушност кратки верзии на соодветните главни големи работни табели презентирани во поглавјето "8. Додаток", а имаат и номенклатура иста како нив. Помошните табели се изведени од главните и претставуваат нивна математичка или статистичка обработка. Тие го носат бројот на главната табела од која се изведени со додадена голема кирилична буква (А, Б, В, Г ... итн).

Табела 1.

Просечна дебелина на цементен слој (во μm) измерена со "сендвич" техника по АДА кај примероците тип 1 цементиран со цинк фосфат (ЦФ), глас јономер (ГЈ), хибрид (ХБ) и поликарбоксилат (ПК) цемент

вредност	ЦФ-1	ГЈ-1	ХБ-1	ПК-1
x	29,23	33,07	31,63	41,67
min	18	17	17	23
max	42	55	58	65
SD	7,08	9,02	11,06	10,70
KV	24,22	27,28	34,97	25,68

Табела 1 - А.

Меѓугрупна споредба со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите во дебелината на цементниот слој измерен на примероците тип 1 со "сендвич" техника по АДА кај различни видови перманентни фикснопротетички цементи

Цемент	ГЈ-1	ХБ-1	ПК-1
ЦФ-1	p = 0,145	p = 0,544	p = 0,000
ГЈ-1	/	p = 0,517	p = 0,004
ХБ-1	/	/	p = 0,002

сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно

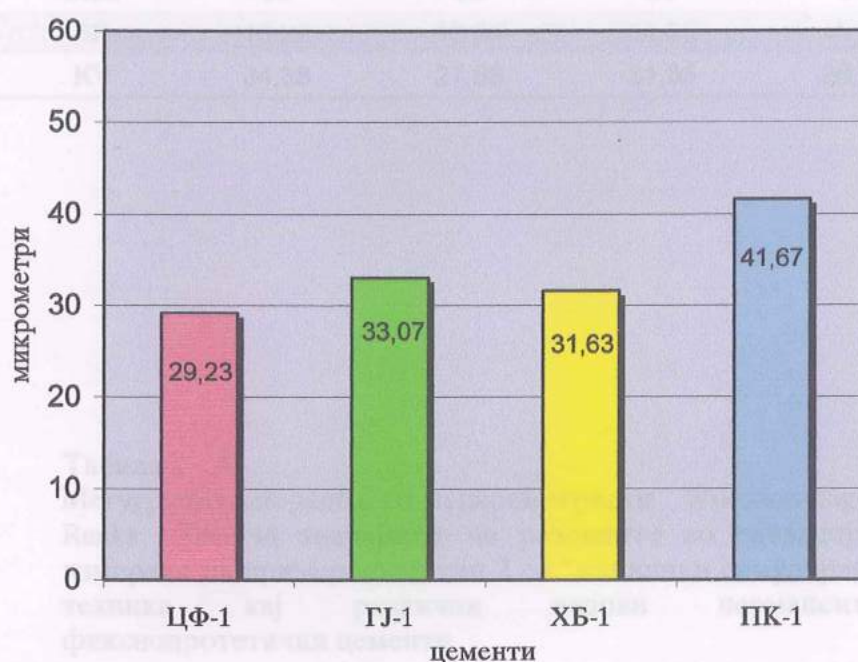


Табела 2

Елевација на короната (во μm) измерена со "сандвич" симулрана техника кај примероците тип 2 цементирање со цинк фосфат (ЦФ), глас јонкер (ГЈ), хибрид (ХБ) и полиакрилат (ПК).

Графикон 1.

Графички приказ на дебелината на цементниот слој измерен со "сандвич" техника по АДА на примероците тип 1 кај различни видови перманентни фикснопротетички цемента



цементи	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
ЦФ-2	p=0,125	p=0,051	p=0,001
ГЈ-2	1	p=0,557	p=0,053
ХБ-2	1	1	p=0,015

статистички значајно при $p < 0,05$

не е статистички значајно

Табела 2.

Елевација на коронките (во μm) измерена со "клинички симулирана" техника кај примероците тип 2 цементиран со цинк фосфат (ЦФ), глас јономер (ГЈ), хибрид (ХБ) и поликарбоксилат (ПК) цемент

примерок	ЦФ-2	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
x	44,27	49,50	46,63	58,03
min	22	29	26	30
max	86	83	83	86
SD	15,22	13,84	14,85	15,22
KV	34,38	27,96	31,85	26,23

Табела 2 - А.

Меѓугрупна споредба со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите во елевацијата измерена на примероците тип 2 со "клинички симулирана" техника кај различни видови перманентни фикснопротетички цементи

Цемент	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
ЦФ-2	$p = 0,125$	$p = 0,651$	$p = 0,001$
ГЈ-2	/	$p = 0,537$	$p = 0,053$
ХБ-2	/	/	$p = 0,015$

сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно

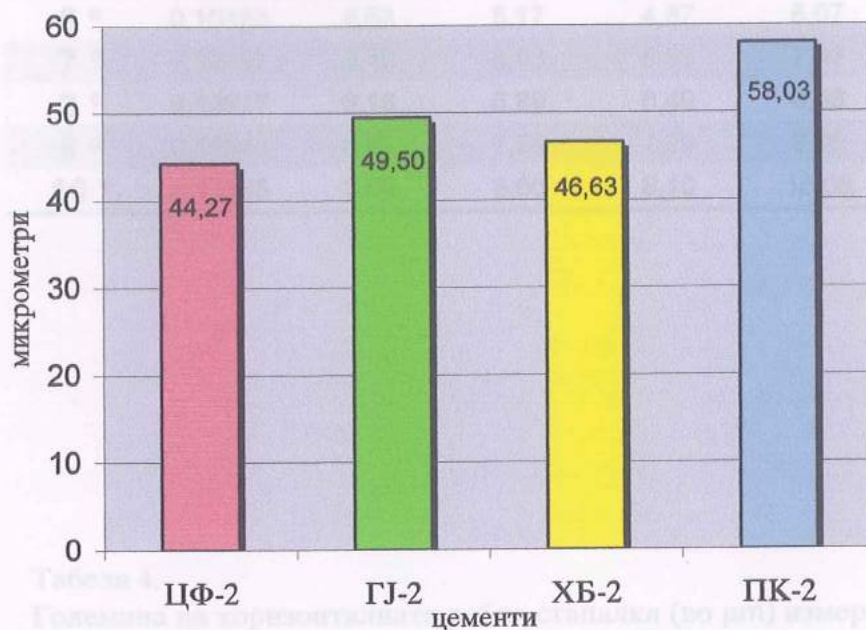


Табела 3.

Теоретска дебелина на апроксимален цементен слој (по μm) калкулирана математички според вредноста на измерената елевација кај оској од имитираните предни перманентни фикснопротетички цементи при различен агол на заклонаност (α) на предниот ѕид.

Графикон 2.

Графички приказ на елевацијата на примероците тип 2 по цементирање измерена со "клинички симулирана" техника кај различни видови перманентни фикснопротетички цементи



Табела 4.

Големина на хоризонталниот слој (по μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Ad) кај примероците тип 2 фиксирани со цинк фосфат цемент

ЦФ-2	d	D	Ad (D-d)
I	312,07	330,77	18,70
III	171	192	21
max	478	508	30
AV	64,84	83,23	18,39
KV	27,83	28,67	0,84

Табела 3.

Теоретска дебелина на апроксимален цементен слој (во μm) калкулирана математички според вредноста на измерената елевација кај секој од испитуваните видови перманентни фикснопротетички цементи при различен агол на закосеност (α) на препарираните страни

α	$\sin \alpha$	ЦФ	ГЈ	ХБ	ПК
4 °	0,06975	3,09	3,45	3,25	4,05
5 °	0,08716	3,86	4,31	4,06	5,06
6 °	0,10453	4,63	5,17	4,87	6,07
7 °	0,12187	5,40	6,03	5,68	7,07
8 °	0,13917	6,16	6,89	6,49	8,08
9 °	0,15643	6,93	7,74	7,29	9,08
10 °	0,17365	7,69	8,60	8,10	10,08

Табела 4.

Големина на хоризонталната рабна стапалка (во μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Δd) кај примероците тип 2 фиксирани со цинк фосфат цемент

ЦФ - 2	d	D	Δd (D-d)
x	312,07	330,77	18,70
min	181	198	-23
max	476	508	54
SD	86,84	88,23	18,35
KV	27,83	26,67	98,13

Табела 5.

Големина на хоризонталната рабна стапалка (во μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Δd) кај примероците тип 2 фиксирани со глас јономер цемент

ГЈ - 2	d	D	Δd (D-d)
x	302,73	323,47	20,73
min	172	198	-24
max	418	468	57
SD	64,62	69,81	18,24
KV	21,35	21,58	87,99

Табела 6.

Големина на хоризонталната рабна стапалка (во μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Δd) кај примероците тип 2 фиксирани со хибрид цемент

ХБ - 2	d	D	Δd (D-d)
x	314,07	331,70	17,63
min	188	210	-16
max	412	417	42
SD	58,44	56,68	11,92
KV	18,61	17,09	67,61

Табела 7.

Големина на хоризонталната рабна стапалка (во μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Δd) кај примероците тип 2 фиксирани со поликарбоксилат цемент

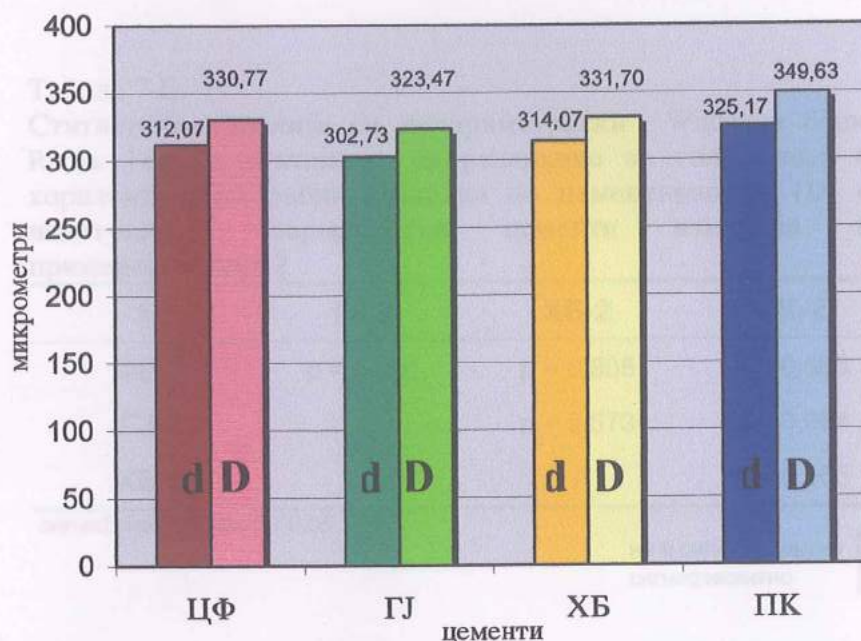
ПК - 2	d	D	Δd (D-d)
x	325,17	349,63	24,30
min	225	246	-7
max	421	451	59
SD	54,04	55,39	14,28
KV	16,62	15,84	58,77

Табела 7-А.

Статистичка анализа со непараметрички Wilcoxon Signed Rank Test за значајност на разликите во големината на хоризонталната рабна стапка пред (d) и по (D) цементирањето кај примероците тип 2 од сите четири групи

Графикон 3.

Графички приказ на дебелината на хоризонталната рабна стапка кај примероците тип 2 пред (d) и по (D) цементирањето со различни видови перманентни фикснопротетички цемента



Табела 7-В.

Статистичка анализа со непараметрички Wilcoxon Signed Rank Test за значајност на разликите во големината на хоризонталната рабна стапка пред (d) и по (D) цементирањето кај примероците тип 2 кај сите четири користените опции за перманентно цементирање

Цемент	CF-2	GJ-2	XB-2	PK-2
d (micrometers)	312,07	302,73	314,07	325,17
D (micrometers)	330,77	323,47	331,70	349,63
As. Sig.	n = 0.0001	n = 0.0001	n = 0.0001	n = 0.0001

Significance level: $p < 0.05$

на 0.05 ниво на значајност

Табела 7-А.

Статистичка анализа со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите во големината на хоризонталната рабна стапалка пред цементирањето (d) измерена на примероците тип 2 од секоја група

d	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
ФЦ-2	p = 0,673	p = 0,658	p = 0,497
ГЈ-2	/	p = 0,422	p = 0,131
ХБ-2	/	/	p = 0,365

сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно



Табела 7-Б.

Статистичка анализа со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите во големината на хоризонталната рабна стапалка по цементирањето (D) со испитуваните перманентни цементи измерена на примероците тип 2

D	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
ФЦ-2	p = 0,951	p = 0,805	p = 0,565
ГЈ-2	/	p = 0,673	p = 0,064
ХБ-2	/	/	p = 0,165

сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно



Табела 7-В.

Статистичка анализа со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите во големината на хоризонталната рабна стапалка пред (d) и по (D) цементирањето измерена на примероците тип 2 кај секој од користените средства за перманентно цементирање

Цемент	ФЦ-2	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
d (vo μm)	312,07	302,73	314,07	325,17
D (vo μm)	330,77	323,47	331,70	349,63
As. Sig.	p = 0,0001	p = 0,0001	p = 0,0001	p = 0,0001

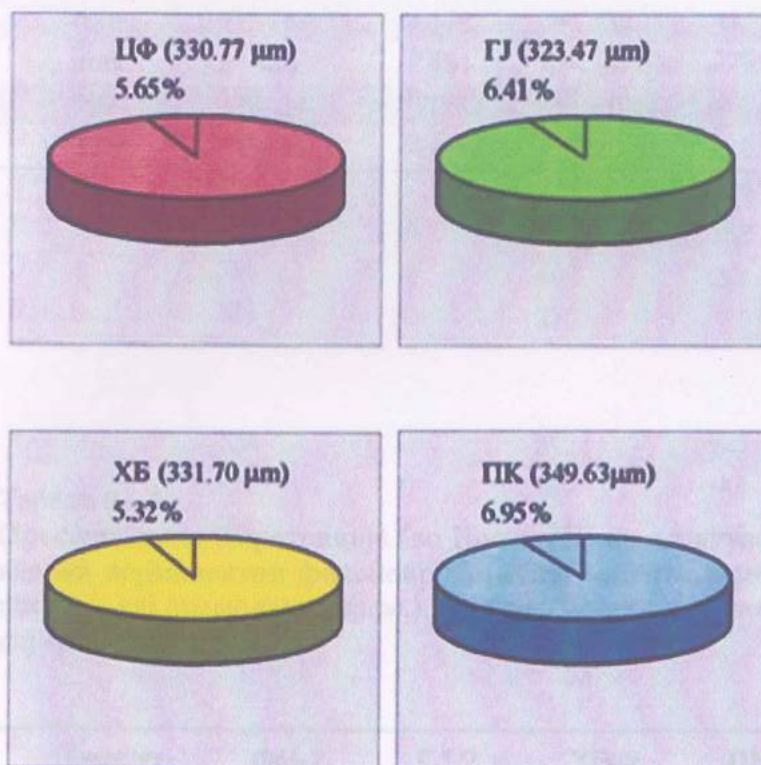
сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно



Графикон 3-А.

Учество на апроксималниот цементен слој Δd (во %) во вкупниот износ на хоризонталната рабна стапалка кај испитуваните видови перманентни фикснопротетички цементи



Х (mm.)	253.27	265.67	316.93	238.63
SD (mm.)	61.97	71.09	73.75	60.25
Х (mm.)	285.73	282.00	331.60	250.27
SD (mm.)	70.04	75.81	60.12	67.00
Х (mm.)	268.50	274.13	324.37	244.40
SD (mm.)	67.34	72.62	66.54	72.85

Табела 8.

Сила на ретенција (во Њутни, N) измерена на сите примероци тип 2 (премолари и молари заедно) кај испитуваните видови перманентни фикснопротетички цементи

примерок	ЦФ-2	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
x	269,50	274,13	324,37	244,40
min	178	174	220	151
max	423	431	475	403
SD	67,34	72,62	66,54	72,88
KV	24,99	26,49	20,51	29,82

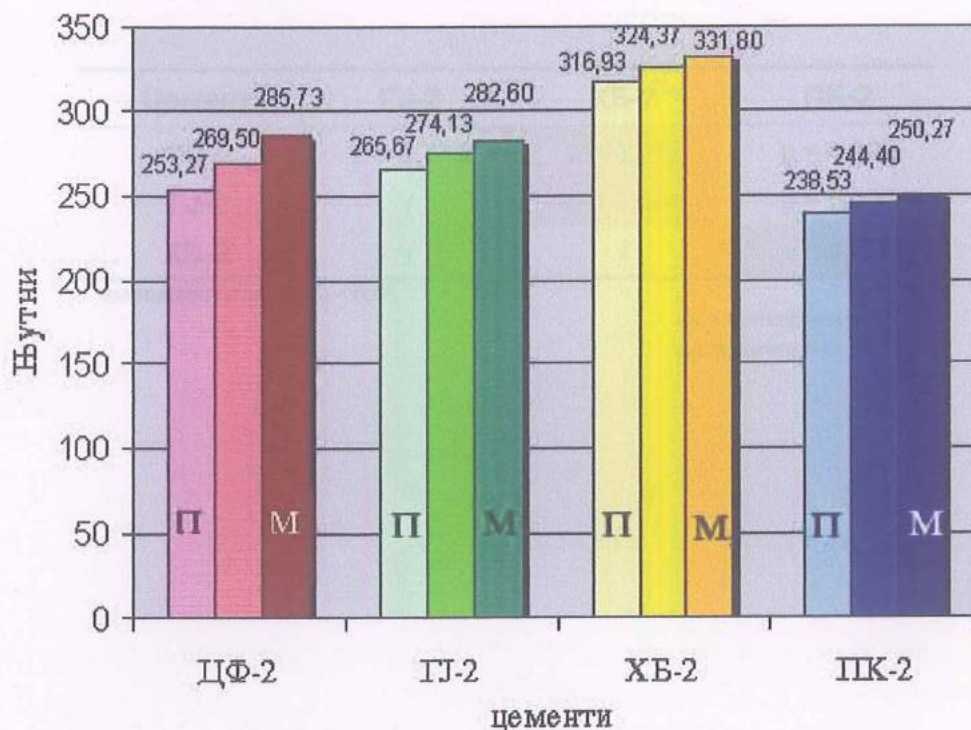
Табела 8 - А

Просечна сила на ретенција (во Њутни, N) на испитуваните видови перманентни фикснопротетички цементи измерена посебно кај премолари (прем.), молари (мол.) и вкупно (вк.) кај сите примероци

Цемент	ФЦ-2	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
x (прем.)	253,27	265,67	316,93	238,53
SD (прем.)	61,97	71,09	73,75	80,25
x (мол.)	285,73	282,60	331,80	250,27
SD (мол.)	70,64	75,61	60,12	67,00
x (вк.)	269,50	274,13	324,37	244,40
SD (вк.)	67,34	72,62	66,54	72,88

Графикон 4.

Графички приказ на силата на ретенција (во Њутни, N) на различни видови перманентни фикснопротетички цементи измерена заедно на сите примероците тип 2 и посебно кај премолари (П) и молари (М)



Табела 4-В.

Мејерска споредба со непараметрички Wilcoxon Signed Rank Test на значајност на разликите на силата на ретенција измерена заедно на примероците премолари кај различни видови перманентни фикснопротетички цементи

Цемент	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
ЦФ-2	p = 0,829	p = 0,031	p = 0,480
ГЈ-2	/	p = 0,113	p = 0,299
ХБ-2	/	/	p = 0,367

значајност: $p < 0,05$

на 4 примероци

Табела 8 - Б.

Меѓугрупна споредба со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите на силата на ретенција измерена на сите примероци тип 2 (вкупно премолари и молари заедно) кај различни видови перманентни фикснопротетички цементи

Цемент	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
ФЦ-2	$p = 0,773$	$p = 0,002$	$p = 0,249$
ГЈ-2	/	$p = 0,031$	$p = 0,098$
ХБ-2	/	/	$p = 0,002$

сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно

Табела 8 - В.

Меѓугрупна споредба со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите на силата на ретенција измерена само на примероците премолари кај различни видови перманентни фикснопротетички цементи

Цемент	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
ФЦ-2	$p = 0,629$	$p = 0,020$	$p = 0,460$
ГЈ-2	/	$p = 0,112$	$p = 0,256$
ХБ-2	/	/	$p = 0,047$

сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно

Табела 8 - Г.

Меѓугрупна споредба со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите на силата на ретенција измерена само на примероците молари кај различни видови перманентни фикснопротетички цементи

Цемент	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
ФЦ-2	p = 0,977	p = 0,047	p = 0,378
ГЈ-2	/	p = 0,125	p = 0,233
ХБ-2	/	/	p = 0,008

сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно

Табела 8 - Д.

Меѓугрупна споредба со непараметриски Wilcoxon Signed Ranks Test за значајност на разликите на силата на ретенција (f) измерена меѓу подгрупите премолари (p) и молари (m) за секој од испитуваните видови перманентни фикснопротетички цементи

Цемент	ФЦ-2	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
f (p)	253,27	265,67	316,93	238,53
f (m)	285,73	282,60	331,80	250,27
As. Sig.	p = 0,470	p = 0,460	p = 0,394	p = 0,691

сигнификантно при $p < 0,05$

не е сигнификантно
сигнификантно

Табела 9.

Маса (во грамови, g) на примероците тип 3 од цинк фосфат цемент измерена пред сушење (m), по сушење (m_0) и по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ЦФ-3	m	m_0	m_1	m_7	m_{14}	m_{21}
x	1,32658	1,19265	1,18934	1,18240	1,18015	1,17526
min	1,04120	0,92765	0,92495	0,92315	0,92400	0,92205
max	1,44505	1,30825	1,30500	1,30425	1,30400	1,30325
SD	0,08202	0,07746	0,07634	0,07513	0,07576	0,07470
KV	6,18	6,49	6,42	6,35	6,42	6,36

Табела 9 - А.

Растворена маса Δm (во грамови, g) на примероците тип 3 од цинк фосфат цемент по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ЦФ-3	Δm_1	Δm_7	Δm_{14}	Δm_{21}
x	0,00332	0,01026	0,01250	0,01366
min	-0,04330	-0,04180	-0,04170	-0,04075
max	0,02450	0,07640	0,10890	0,10805
SD	0,01013	0,01901	0,02381	0,02443

Табела 10.

Маса (во грамови, g) на примероците тип 3 од глас јономер цемент измерена пред сушење (m), по сушење (m_0) и по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

GJ-3	m	m_0	m_1	m_7	m_{14}	m_{21}
x	1,01974	0,88269	0,87770	0,87416	0,87184	0,87077
min	0,91620	0,76630	0,75440	0,75280	0,75080	0,74875
max	1,12735	1,01540	1,00560	0,99995	0,99030	0,99510
SD	0,06075	0,06968	0,07152	0,06952	0,07076	0,07117
KV	5,96	7,89	8,15	7,95	8,12	8,17

Табела 10 - A.

Растворена маса Δm (во g) на примероците тип 3 од глас јономер цемент по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

GJ-3	Δm_1	Δm_7	Δm_{14}	Δm_{21}
x	0,00499	0,00853	0,01086	0,01192
min	0,00050	0,00080	0,00445	0,00525
max	0,04125	0,04285	0,04485	0,04690
SD	0,00743	0,01108	0,00853	0,01049

Табела 11.

Маса (во грамови, g) на примероците тип 3 од хибрид цемент измерена пред сушење (m), по сушење (m_0) и по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ХБ-3	m	m_0	m_1	m_7	m_{14}	m_{21}
x	0,98935	0,96188	0,95883	0,95489	0,95312	0,95233
min	0,80635	0,77265	0,77035	0,76790	0,76385	0,76270
max	1,16680	1,13105	1,12785	1,11925	1,11655	1,11580
SD	0,09398	0,09520	0,09591	0,09671	0,09739	0,09766
KV	9,50	9,90	10,00	10,13	10,22	10,25

Табела 11 - А.

Растворена маса Δm (во g) на примероците тип 3 од хибрид цемент по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ХБ-3	Δm_1	Δm_7	Δm_{14}	Δm_{21}
x	0,00306	0,00700	0,00876	0,00956
min	0,00050	-0,00085	0,00030	0,00040
max	0,01245	0,02290	0,02705	0,02825
SD	0,00290	0,00671	0,00750	0,00769

Табела 12.

Маса (во грамови, g) на примероците поликарбоксилат цемент тип 3 измерена пред сушење (m), по сушење (m_0) и по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ПК-3	m	m_0	m_1	m_7	m_{14}	m_{21}
x	1,14158	1,09436	1,08880	1,08112	1,07772	1,07794
min	0,97085	0,92810	0,92245	0,91660	0,90585	0,89825
max	1,31385	1,26275	1,25595	1,25050	1,24650	1,23970
SD	0,10150	0,09827	0,09844	0,09997	0,10075	0,09780
KV	8,91	8,98	9,04	9,25	9,35	9,07

Табела 12 - А.

Растворена маса Δm (во g) на примероците тип 3 од поликарбоксилат цемент по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ПК-3	Δm_1	Δm_7	Δm_{14}	Δm_{21}
x	0,00556	0,01323	0,01663	0,01641
min	0,00145	0,00400	0,00075	0,00760
max	0,01565	0,09375	0,10305	0,11325
SD	0,00334	0,01620	0,01785	0,03547

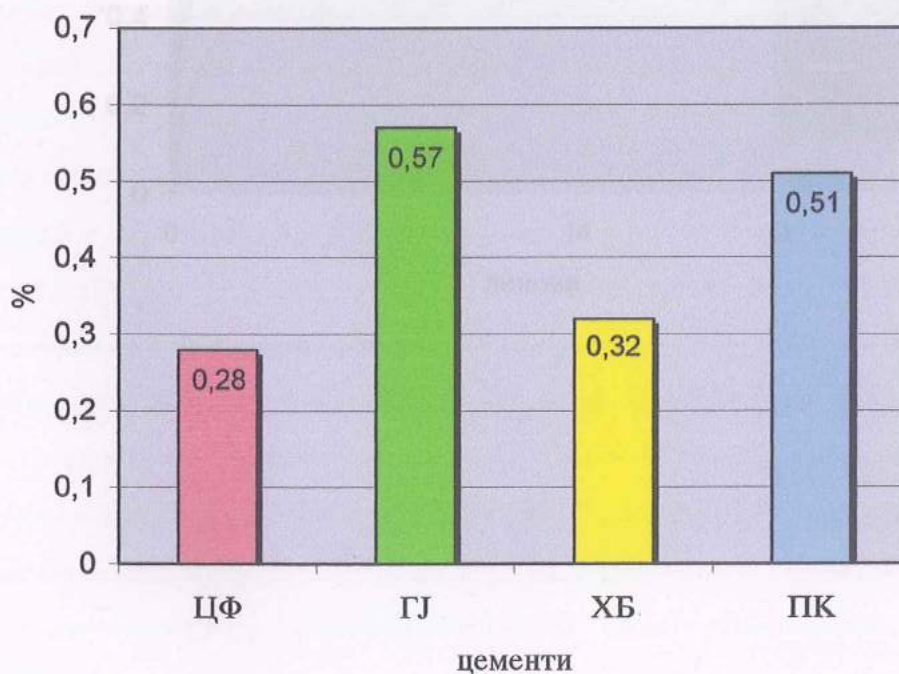
Табела 13.

Растворливост (во %) на испитуваните средства за перманентно цементирање во зависност од времетраењето на изложеност на дејството на растворувачот

Цемент	ФЦ-3	ГЈ-3	ХБ-3	ПК-3
Δm_1 (%)	0,28	0,57	0,32	0,51
Δm_2 (%)	0,86	0,97	0,73	1,21
Δm_3 (%)	1,05	1,23	0,91	1,52
Δm_4 (%)	1,15	1,35	0,99	1,50

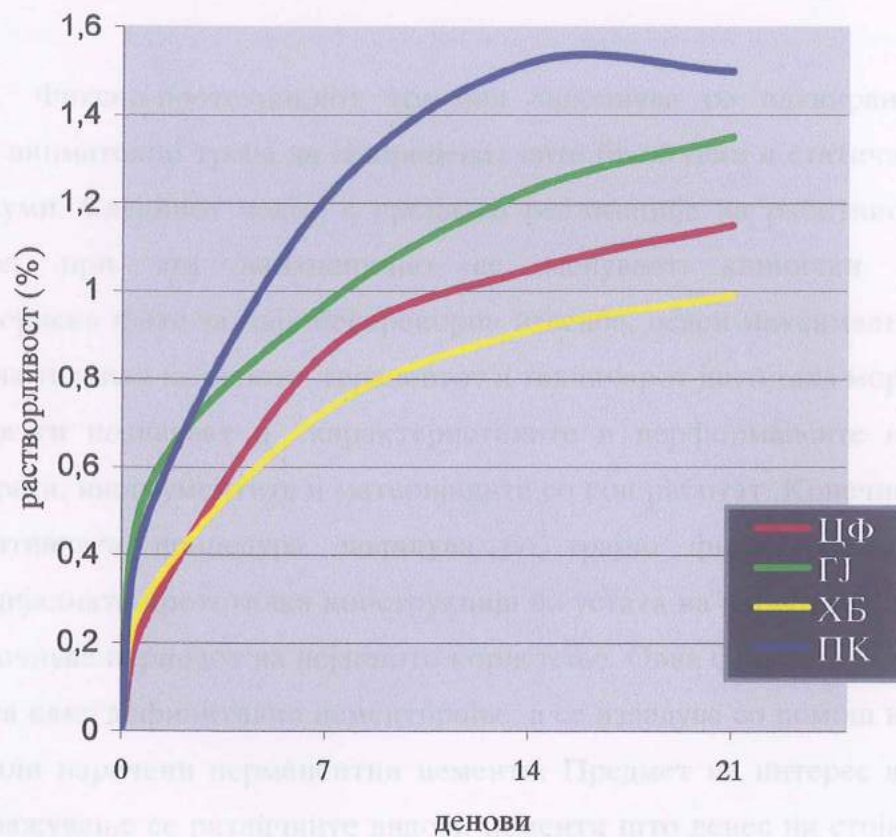
Графикон 5.

Графички приказ на растворливост (во %) на испитуваните средства за перманентно цементирање во првите 24 ч.



Графикон 5-А.

Динамика на растворливост (во %) на испитуваните средства за перманентно цементирање во период од 3 недели



6. ДИСКУСИЈА

Фиксно-протетичкиот третман започнува со планирање при кое внимателно треба да се проценат сите биолошки и статички критериуми. Следниот чекор е прецизна реализација на работниот протокол при кој наизменично се менуваат клинички и лабораториски фази за чија беспрекорна изведба, освен максимално совладана техника на работа, терапевтот и техничарот исто така мора добро да ги познаваат и карактеристиките и перформансите на апаратурата, инструментите и материјалите со кои работат. Конечно, реставративната процедура завршува со трајно фиксирање на артифицијалната протетичка конструкција во устата на пациентот по што започнува периодот на нејзиното користење. Оваа финална фаза е позната како дефинитивно цементирање, а се изведува со помош на материјали наречени перманентни цементи. Предмет на интерес во ова истражување се различните видови цементи што денес ни стојат на располагање при што беа подложени на евалуација неколку нивни карактеристики кои се клинички важни и директно влијаат врз исполнувањето и долготрајноста на основната функција на перманентниот цемент за интеграција меѓу биолошките и техничките делови на фикснипротетичкото помагало. Прецизното познавање на овие карактеристики, нивниот износ и реперкусиите што тие евентуално можат да ги предизвикаат при клиничката работа се податоци неопходни за правилен избор на средството за перманентно цементирање.

Само како илустрација за потенцијалното клиничко значење на одбраните карактеристики на перманентните цементи ќе ги наведеме податоците што во својата студија ги презентираат Schwartz и сор.⁽²⁰⁾ кои ги испитувале најчестите причини за пропаѓање на фикснопротетичките конструкции. Според нив, од вкупно 800 извадени стари коронки и мостови, кај 12,1 % тоа е направено заради губиток на ретенцијата, а кај 11,3 % заради појава на дефекти на рабовите. Кога на ова ќе се додаде и кариесот со 36,8 % и периодонгалните заболувања со 6,8 % кои во добар дел од случаите се појавуваат заради губењето на херметичноста на работо затворање, односно иритацијата што ја предизвикува гингивалниот дел на конструкцијата, станува јасно дека негативните клинички консеквенци кои произлегуваат од карактеристиките што ги селектиравме за ова испитување се директно или индиректно одговорни за пропаѓањето и вадењето на поголемиот дел протетички надоместоци.

Првата испитувана карактеристика е дебелината на цементниот слој (ЦС) што го формира секој од селектираните видови перманентни цементи. Интересот и клиничкото значење на оваа карактеристика доаѓа од таму што овој слој е директно асоциран со прецизноста на позицијата на конструкцијата односно нејзиното интимно налегнување врз носечките заби. Попрецизно кажано, ЦС е причинител на елевацијата на фиксната конструкција, а исто така, според работната хипотеза, можно е негово евентуално влијание и на гингивално ниво, поточно во делот на гингивалниот раб на артифицијалната коронка.

Мерењата се изведоа со класични експериментални техники и тоа дебелината на ЦС со "сендвич" техниката со плочки препорачана и користена од АДА, елевацијата што овој слој ја предизвикува со т.н. "клинички симулирана" техника со природни препарирани забни трупчиња и спрема нив изработени капички, а маргиналната стапалка со прецизно мерење на нејзиниот износ на ниво на работ кај истите примероци што беа користени и при

симулираното мерење на елевацијата. Освен овие експериментални мерења, дебелината на ЦС на аксијалните поврнини се калкулираше математички, со помош на формулата препорачана и користена од Lange и Jorgensen и тоа врз основа на резултатите од елевацијата измерена при цементирањето на примероците со симулираната техника.

Пред почетокот на анализата и дискусијата на резултатите сметаме дека е потребно да се изнесат одредено опсервации поврзани со работниот протокол. Валидноста на методологијата на работа со користените експериментални мерни техники е неспорна, а како наша критичка забелешка што треба да се има на ум е фактот што се работи со екстремно мала и прецизна мерна единица како што е "микрометар" (μm) наспроти репетирачките мерења на експериментални примероци кај кои е практично неизводливо со таква висока точност да се повторуваат истите димензии, параметри и работни услови. Тоа генерално може да доведе до послаба хомогеност на резултатите во секоја група испитувани примероци што се забележува преку релативно повисоката вредност на коефициентот на варијација (KV) кој се добива кога стандардната девијација на просечниот резултат од групата се пресмета како процент од аритметичката средина на истата таа група. Во нашиот случај измерените серијни примероци главно беа со вредност на коефициентот на варијација од околу 30 % заради што структурата на статистичката маса сеуште може да се оцени како хомогена. Релативно нехомогени серијни со повисок KV се добија само при мерењата на растворливоста и кај дебелината на апроксималниот цементен слој (Δd). Во вториот случај всушност и не се работи за вистинска експериментална серија туку за серија добиена математички, како разлика меѓу измерените дебелини на хоризонталната рабна стапалка по и пред цементирањето.

Нешто повисоки вредности на коефициентот на варијација релативно често се јавуваат и кај други автори кои ги користеле овие

техники што особено важи за "клинички симулираната" техника за мерење на оклузалната елевација. Кај Koyano, Iwaku и Fusayama⁽⁵¹⁾ тој се движи меѓу 20 и 50 %, а кај Wu и Wilson⁽¹²¹⁾ меѓу 10 и 77 %. Сепак, во крајна линија дискутабилно е дали е ова недостаток или предност на оваа техника бидејќи токму постоечките разлики меѓу индивидуално фабрицираните експериментални примероци кои се карактеристични за неа ја прават истата многу слична со разнообразието во секојдневната фикснопротетичка рутина. Хомогеноста на резултатите во групите кај оваа техника може да се зголеми ако се користат потполно истоветно димензионирани метални или пластични шаблони на препарирани забни трупчиња, но таква унифицираност во праксата не постои. Работењето со природни заби, иако покомплицирано и со поголеми варијации на резултатите од измерените параметри, допринесува за нивна поголема веродостојност и блискост со она што реално се случува во клиничката пракса. Grajower, Lewinstein и Zeltser⁽¹²⁷⁾ посочуваат уште една причина зошто е препорачливо експериментални мерења поврзани со цементирањето да се изведуваат на природни заби наместо на машински спремни модели на трупчиња, а тоа е дека врз крајниот резултат може да влијаат одредени особини на дентинот и неговата интеракција со цементот при што конкретно се мисли на претходно споменатиот феномен на "самонагризување".

На Табела 1. и Графикон 1. се претставени просечните вредности за дебелина на ЦС кај испитуваните 4 различни видови перманентни цемента измерени со АДА "сендвич" техниката. Тие се движат од 29.23 ± 7.08 μm за цинк фосфатот, 33.07 ± 9.02 μm за глас јономерот, 31.63 ± 11.06 μm за хибрирот и 41.67 ± 10.70 μm за поликарбоксилатот.

Табела 2. и Графикон 2. ги презентираат просечните вредности за елевацијата по цементирањето кај истите видови цемента измерени со "клинички симулираната" техника кои изнесуваат 44.27 ± 15.22 μm за цинк фосфатниот, 49.50 ± 13.84 μm за

глас јономерот, $46,63 \pm 14,85$ μm за хибридниот и $58,03 \pm 15,22$ μm за поликарбоксилатниот цемент.

Од овие резултати произлегуваат неколку генерални констатации. Првата е дека секој од различните видови цемента формира своја индивидуална, карактеристична дебелина на ЦС, а со тоа исто така предизвикува и различна елевација по цементирањето. Ова го потенцираат наодите и на други автори. White и Zhaokun⁽¹¹²⁾ ја мереле дебелината на слојот кај 20 средства за цементирање што представува најголем број испитувани цемента евалуирани во едно истражување и кај сите нив добиле различни вредности. И Grajower, Lewinstein и Zeltser⁽²⁷⁾ укажуваат на многу висока сигнификантност ($p < 0,0001$) за зависност на разликите меѓу дебелината на ЦС и видот на средството за перманентно цементирање.

Втората констатација се однесува на измерените вредности. Очигледно е дека кај сите видови испитувани средства за перманентно цементирање е измерена вредност над 25 μm пропишана за средствата за цементирање тип I во стандардот бр. 1566 на ИСО и ревидираната спецификација бр. 8 на АДА / АНСИ. Цинк фосфатот, глас јономерот и хибридниот, иако се само на чекор до цементите тип I, го задоволуваат пропишаниот стандард на ИСО и АДА / АНСИ само за тип II цемента кој дозволува максимална дебелина до 40 μm . Поликарбоксилатот формира слој со дебелина која е над вредноста што се толерира дури и за тип II цементите.

Интересно е што во ИСО и АДА/АНСИ стандардизациите не се наведува образложение зошто е пропишана токму вредноста од 25 μm . Според лично мислење, најлогично е оваа вредност да се поврзе со износот на ширината на периодонталниот простор и физиолошката подвижност на забите во апикален смер. Таа според Stamenković и Babić се движи од 18 - 25 μm . Stamenković исто така го наведува Niedermeier кој измерил физиолошка подвижност на забите во апикален смер од $23,5 \pm 7,5$ μm . Очигледно дека вредностите на дозволената дебелина на слојот цемент и физиолошката оклузо-

апикална подвижност на носечкиот заб се преклопуваат заради што се очекува компензација на евентуалното подигнување на конструкцијата причинето од цементен слој со толкава величина.

Следно нешто што може да се заклучи е дека и двете користени техники го потврдуваат истиот редослед на испитуваните цемента во однос на измерените просечни вредности за дебелина на ЦС и елевација при што најмали вредности се измерени кај цинк фосфатниот цемент, по него следат хибридниот и глас јономерниот, а поликарбоксилатниот цемент и во обата случаи е со најголема измерена вредност.

И додека редоследот е ист, вредностите измерени со двете техники се разликуваат меѓу себе. Кај секој од четирите видови перманентни цемента се измерени повисоки вредности со "клинички симулираната" техника. Ова само го потврдува нашиот став дека елевацијата на коронките по цементирањето не е иста со дебелината на цементниот слој. Сепак, останува дилемата зошто со "клинички симулираната" техника се добиваат повисоки резултати особено имајќи во предвид дека кај примероците што се користат кај неа веќе уште во фазата на моделажија со дистанциски лак беше обезбеден меѓупростор за цемент од околу 20 - 30 μm што се смета како еден од битните фактори за смалување на елевацијата. Ова е потврдено од повеќе авори. Van Nortwick и Gettleman⁽¹⁰⁴⁾ ги изнесуваат своите резултати според кои елевацијата сигнификантно опаѓа со зголемувањето на обезбедениот меѓупростор и од просечно 333 μm кај коронките без меѓупростор се намалува на 52 μm кај коронките изработени со меѓупростор. И според Wu и Wilson⁽¹²¹⁾ зависноста меѓу елевацијата и обезбедениот простор за цемент е обратно пропорционална. Кај коронките изработени интимно тие измериле вредности од 134 - 364 μm . Овие вредности прогресивно се намалуваат со зголемувањето на обезбедениот меѓупростор сè додека тој не достигнал 40 μm при што била измерена елевација меѓу 17 и 69 μm .

Овој износ на елевацијата останал стабилен и покрај понатамошното зголемување на меѓупросторот.

Според наше мислење причината за помалите вредности измерени со "сендвич" техниката по АДА лежи во фактот што цементната смеса под дејство на компресивната сила полесно се движи по мазната површина на стаклените плочки при што и нејзиниот правец на ширење е во една рамнина, односно праволиниски. Наспроти ова, рапавата внатрешност на капичката - коронка и на препарираниот заб и промената на правецот на движење на истиснатиот цемент од хоризонтален на оклузалната површина во вертикален на аксијалните сидови заедно со стеснувањето на излезниот циркуларен простор кај рабовите на коронката при нејзиното приближување до финалната позиција на налегнување доведуваат до акумулација и заробување на поголема количина цемент во меѓупросторот на оклузалниот дел што го блокира понатамошното спуштање на фиксно-протетичката конструкција. На слично мислење се и Pilo и сор.⁽⁸⁰⁾ според кои има 3 главни фактори што го блокираат комплетното налегнување на артифицијалните коронки. Тоа се: отежнатото истекување на вишокот цемент заради фрикцискиот отпор при неговото движење и истиснување, внатрешниот повратен притисок (наречен уште хидродинамичен или хидрауличен) кој настанува при компресијата на цементната смеса и процесот на филтрација и сепарација на истата смеса при што таа, иако наизглед хомогена, се раздвојува на две фази - течен дел и солидни неизреагирани партикли од прашок кои го блокираат налегнувањето.

Со помош на Wilcox-овиот тест за меѓугрупна споредба се направи дополнителна статистичка анализа за значајноста на овие разлики меѓу групите примероци цементирани со различен перманентен цемент, а резултатите се презентирани на помошните табели 1-А (за разликите во дебелината на ЦС) и 2-А (за разликите во елевацијата). Според нив, поликарбоксилатниот цемент е инфериорен бидејќи тој формира статистички сигнификантно

подебел ЦС во однос на другите 3 вида испитувани цемента и истовремено доведува до статистички сигнификантно поголема елевација споредено со цинк фосфатниот и хибридниот цемент. Без значајни разлики е единствено при споредбата со елевацијата што ја формира глас јономерот.

Литературните податоци за вредности измерени од други автори покажуваат постоење резултати кои се слични на нашите, но и такви кои се разликуваат. Блиски резултати за дебелина на ЦС кај различни видови средства за перманентно цементирање наведуваат веќе споменатите White и Zhaokun^(112,113). Тие со "сендвич" техника измериле вредности од 9,7 до 106,7 μm при што кај три брента цинк фосфатни цемента (*Tenacin*, *Flek's zinc phosphate* и *Shofu Hybond zinc phosphate*) дебелината на ЦС се движела меѓу 20,1 и 28,1 μm , глас јономерот *Ketac Cem* бил со просечна дебелина од 19,6 μm , два брента поликарбоксилати (*Durelon* и *Shofu Hybond polycarboxylate*) се малку под вредноста од 25 μm , а хибридниите цемента кои тие ги евалуирале (*Infinity* и *Geristore*) покажале вредност од 30,7, односно 29,5 μm . И во своето следно истражување, користејќи иста техника, овие автори добиле многу слични вредности за дебелината на цементниот слој и тоа: $28,4 \pm 2,7$ μm кај цинк фосфатот, $19,4 \pm 0,5$ μm кај глас јономерот и $21,7 \pm 1,6$ μm кај поликарбоксилатниот цемент.

Што се однесува до мерењатоа на износот на елевацијата и тука има разнообразие од резултати. За резултати со пониски вредности од нашите и со поинаков редослед на цементите известуваат Strutz и сор.⁽⁹⁷⁾ според кои најмала елевација од само 11 μm е измерена кај истиот глас јономер *Ketac Cem* кој и ние го испитувавме, а по него следат карбоксилатниот цемент со 13 μm , хибридниот со 23 μm и цинк фосфатот со 26 μm .

Wang, Millstein и Nathanson⁽¹⁰⁷⁾ ја анализираа елевацијата само кај глас јономер цементите користејќи ја "клинички симулираната" техника и информираат за измерени вредности од -5 до 43 μm .

Yu и sor.⁽¹²⁴⁾ кај цинк фосфатниот цемент успеале да постигнат елевација од само 7,4 μm .

Според мислењето на Grajower, Lewinstein и Zeltser⁽²⁷⁾ во одредени точки не може да се исклучи можноста за дури и за директен контакт меѓу металот и дентинот на препарираниот заб што се должи на нерамнините на внатрешната страна од капичката кои и по внимателното состружување и песочење се движат меѓу 5 и 11 μm .

За пониски вредности информира и Eichner⁽¹⁹⁾ според кого елевацијата на коронките фиксирани со цинк фосфат варира меѓу 23 μm кога тие при цементирањето се до горе исполнети со цементната смеса и 15 μm во случаите кога таа е нанесена во нивната внатрешност само во тенок слој. Со ова Eichner уште еднаш ја потенцира тезата дека коронките не треба да се преполнуваат со материјалот за перманентно цементирање. Според истиот автор, освен количината на материјалот, врз елевацијата влијае и начинот на поставување на конструкцијата врз носачот па така доколку тоа се изведува без никаков притисок, налегнувањето е најслабо бидејќи се формира просечна елевација од 180 μm . Во овој контекст ќе потсетиме и на тврдењата на Jorgensen и Fusajama за т.н. "критично ниво" на компресивната сила изнесени погоре во прегледот на досегашните сознанија.

Наспроти овие мали вредност стојат презентираниите резултати на неколку други автори кои измериле поголеми вредности кои се движат од просечно 119 μm кај авторите Miller и Tjan⁽⁶⁵⁾, 203 μm кај Rosenstiel и Gegauff⁽⁸⁷⁾, па се до екстремната елевација од 435 μm кај Moore и sor.⁽⁷⁰⁾ и 547 μm кај Carter и Wilson⁽¹⁰⁾. Најекстремни вредности измерени воопшто за дебелина на оклузалниот слој презентираат Dimaskich, Davies и Fraunhofer⁽¹⁷⁾ со резултати од $73,16 \pm 24,13 \mu\text{m}$ до $1.214,39 \pm 368,26 \mu\text{m}$.

Овие последни наводи за можна појава на вертикална елевација по фиксирањето со големина и над 1 мм. укажуваат дека непрецизното цементирање сепак крие опасност од генерирање

трауматска оклузија која кај нас е најмногу истражувана од Шабанов⁽⁹⁵⁾. Но, иако може да се компензираат, малите елевации се исто така потенцијално штетни заради создавање предвремени микро-контакти. Dejak, Mlotkowski и Romanowicz⁽¹⁴⁾ само го потврдуваат познатиот факт дека кај вака преоптоварени заби многу често се појавуваат пукнатини и цервикални лезии на цврстата забна супстанца во вратниот регион.

Во контекст на превенцијата на евентуална пренагласена елевација и последиците кои од тоа можат да произлезата, некои автори препорачуваат одредени дополнувања на протоколот за цементирање. Ќе ги споменеме само Miller и Tjan⁽⁶⁵⁾ кои утврдиле подобро налегнување, односно помала елевација на коронките кога пред цементирањето на една од аксијалните страни на трупчето дополнително преларирале мал вертикален канал за истекување на одвишокот цемент, потоа Oliveira и сор.⁽⁷⁶⁾ кои измериле пад на вредноста на елевацијата кога веднаш по ставањето на коронката допреле вибрациски инструмент со чие дејство наводно се забрзува и олеснува истекувањето на одвишокот цемент и на крајот Van Nortwick и Gettleman⁽¹⁰⁴⁾ кои решението го гледаат во правсње оклузална перфорација на коронката за истекување на цементот која подоцна би се затворала со конзервативно полнење. Овие предлози не нашле рутинска примена заради непрактичност.

Со презентираниите резултати за дебелината на ЦС и елевацијата се исцрпуваат експерименталните мерења поврзани со оклузалниот дел на цементниот слој. Сепак, просторно, на овој слој постои и апроксимален дел кој е интерпониран меѓу аксијалните страни на преларираниот заб (вестибуларната, оралната, мезијалната и дисталната страна) и соодветните внатрешни површини на вештачката коронка. Вертикалната димензија на овој дел може да се евалуира на 2 начина: да се измери експериментално со микроскопирање на напречни пресеци на забни трупчиња со цементираны коронки или да се калкулира математички преку обработка на резултатите од измерената елевација со помош на

тригонометриски функции како што тоа го образложивме претходно. На Табела 3. се презентирани резултатите за дебелина на апроксималниот ЦС добиени со помош на математичко пресметување со формулата на Lange и Jorgensen, а врз основа на измерените просечни вредности за елевација кај секој од нашите анализирани видови перманентни цемента. Притоа, на истата табела се прикажани и различните вредности за износот на овој слој во зависност од аголот на закосеност на аксијалната страна на препарираниите забни трупчиња кон вертикалата (агол α) бидејќи, според формулата, овој агол е еден од детерминирачките фактори. При математичкото пресметување овој агол го вариравме од 4° до 10° . Долните вредности од овој избран ранг (меѓу 4° и 6°) се во теоретски препорачаните граници и со внимателна препарација реално може да се постигнат. Сепак во пракса трупчињата се вообичаено со поголема закосеност и според испитувањата на Гиговски и сор.⁽²⁵⁾ се движат околу 10° па затоа при пресметувањето беа вклучени и вредностите за аголот од 7° до 10° . На истата табела се презентирани и табличните вредности за тригонометриската функција "sinus" за секој од овие агли. Математички пресметаните резултати за дебелина на апроксималниот ЦС изнесуваат од 3,09 - 10,08 μm во зависност од измерените просечни вредности за елевацијата кај секој од испитуваните цемента и одбраниот агол на закосеност. Тие се многу пониски од износот на самата елевација што е разбирливо кога се има во предвид геометријата на просторот за цемент меѓу трупчето и внатрешноста на коронката каде апроксималниот слој е значително потенок од оклузалниот. Според прикажаните математички добиени резултати, при иста елевација, со растот на аголот α , односно со зголемувањето на закосеноста навидум расте и дебелината на апроксималниот слој. Всушност, за да се согледа вистинската зависност меѓу овие елементи, релацијата треба да се посматра инверзно при што константна е дебелината на апроксималниот цементен слој, а во тој случај со растот на аголот

елевацијата всушност опаѓа. Оваа зависност меѓу дебелината на апроксималниот слој цемент, елевацијата и аголот на закосеност на препарираното трупче ја анализираат Shillingburg и сор.⁽⁹²⁾ Според пресметките што тие ги наведуваат произлегува дека на пр. при теоретски препорачана конусност на аксијалната страна на забното трупче од 5 °, пресметаната оклузална дебелина на цементниот слој според формула секогаш ќе биде за 11,5 пати поголема од аксијалната дебелина што резултира со изразена елевација на коронката по цементирањето. Доколку пак трупчето е препарирано многу поконусно, со закосеност на аксијалната страна од 15 °, елевацијата се зголемува за само 3,9 пати со што се потврдува претходната констатација за редукција на елевацијата кај забни трупчиња со произразена конусна препарација. Бидејќи пропишаниот стандард на АДА / АНСИ за прифатлива дебелина на ЦС изнесува максимум 25 μm , од наведената формула произлегува дека при ваква препорачана вредност (25 μm) на аксијалниот слој цемент кај трупчињата со конусност на бочната страна од 5 ° ќе се формира оклузална елевација од скоро 300 μm (0,3 мм) што всаѓе не би се третираше како блага оклузална супраконтатна интерференција која може да се толерира туку како изразен оклузален трауматски контакт.

Ќе ги наведеме пресметките и на Jorgensen⁽⁴⁰⁾ кој вели дека во своето истражување при различни услови измерил вертикална елевација од 115 до 910 μm на што, пресметано според формулата, одговараат вредности за апроксимална дебелина на слојот од 17 - 70 μm .

Од друга страна, Grajower и сор.⁽²⁷⁾ презентираат помали измерени, а последователно и помали, математички калкулирани вредности според кои при просечна елевација од 54 μm е пресметан апроксимален слој од 4,7 μm што се вредности исти како и нашите.

На Табелите 4, 5, 6 и 7 се презентирани резултатите за големината на хоризонталната стапалка што ја формира работ на артефицијалните коронки изработени со тангенцијална демаркациона

линија на препарација при нивното цементирање со испитуваните видови перманентни цемента. Мерењата се направени на примероците тип II - препариран природен заб и капичка. Првата колона од секоја табела го презентира измерениот износ на хоризонталната дискрепандија (d) што кај примероците се формира пред цементирањето, на втората се вредностите измерени по цементирањето (D) што е всушност вкупниот износ на дебелината на металниот раб и цементниот слој под него, а на третата колона е претставена дебелината само на апроксималниот цементен слој (Δd) во регионот на работ која е пресметана математички како разлика во големината на хоризонталната стапалка измерена по и пред цементирањето ($D - d$). Во првите 2 колони (d и D) каде резултатите се добиени со експериментално мерење постои добра хомогеност на сериите измерени вредности во секоја група иако секој примерок, како што веќе порано нагласивме, е индивидуално фабрициран. Она што сепак најмногу паѓа во очи е големата дебелина на хоризонталната стапалка (d) измерена уште пред самото цементирање која во сите 4 групи примероци се движи меѓу $302,73 \pm 64,62 \mu m$ и $325,17 \pm 54,04 \mu m$. Притоа, статистичката проверка не покажа сигнификантност при споредба на разликите меѓу средните вредности на четирите групи примероци (Табела 7 - А) што значи дека при изработката на сите наши примероци е спазен константен протокол на фабрикација кој не генерира големи разлики меѓу примероците заради што евентуалните разлики во износот на стапалката по цементирањето со сигурност може да му се припишат директно на соодветниот вид цемент.

Вака големата хоризонтална инконгруентност што дури и пред самото цементирање ја формира работ на коронките изработени со тангенцијална демаркациона линија во регион кој е најосетлив на секаков вид нокса, заради што Мирчев⁽⁶⁶⁾ го нарекува уште и "критична зона", секако оди во прилог на релативно честиот наод на гингивална инфламација чија етиологија, според пародонтолозите, се

должи главно на механичката иритација предизвикана од рабниот дел на фикснопротетичкиот надоместок^(20,32,49,84,86,90,91). Измерените вредности се далеку над препорачаните 200 μm кои како толерантни за гингивата ги наведуваат Suvin и Kosovel.⁽⁹⁹⁾ Освен самата механичка иритација на ваквата хоризонтална стапалка, дополнителен провоцирачки фактор е и плак акумулацијата заради недостапност на зоната на стапалката за чистење, а потоа и нарушувањето на продукцијата и циркулацијата на сулкусниот флуид.

По цементирањето, дебелината на хоризонталната рабна стапалка дополнително се зголемува и изнесува просечно $330,77 \pm 88,23 \mu\text{m}$ кај примероците цементиран со цинк фосфат цемент, $323,47 \pm 69,81 \mu\text{m}$ кај цементираните со глас јономер, $331,70 \pm 56,68 \mu\text{m}$ кај хибридите и $349,63 \pm 55,39 \mu\text{m}$ кај примероците цементиран со поликарбоксилат цемент. Анализата на разликите меѓу средните вредности измерени кај групите примероци цементиран со различни видови перманентни цемента и во овој случај не покажа постоење статистичка сигнификантност (Табела 7 - Б) што значи дека ниту еден цемент не се одвојува од другите во смисол на формирање изразито подебела или помала рабна стапалка.

Третата колона (Ad) од овие табели (4, 5, 6 и 7) е пресметана математички како разлика во износот на хоризонталната стапалка по и пред цементирањето. Таа ја претставува просечната дебелина само на апроксималниот ЦС во регионот на гингивалниот раб на коронките и е најмала кај хибридниот цемент со вредност од $17,63 \pm 11,92 \mu\text{m}$, а потоа следуваат цинк фосфатот со $18,70 \pm 18,35 \mu\text{m}$, глас јономерот со $20,73 \pm 18,24 \mu\text{m}$ и поликарбоксилатот со $24,30 \pm 14,28 \mu\text{m}$. Очигледно, дебелината на овој апроксимален слој кај сите различни видови средства за перманентно цементирање е помала од дебелината на оклузалниот слој кој е причинител на елевацијата. Овие резултати се експериментална потврда на претходно изнесените теориски анализи за геометријата на системот препариран заб - коронка - простор меѓу нив и за различната дебелина на оклузалниот

и апроксималниот сегмент на ЦС што е во согласност со тврдењата и на претходно споменатите автори Jorgensen, Shillingburg, Lange и Grajower и сор.

Анализата на разликата на дебелината на хоризонталната рабна стапалка измерена пред и по цементирањето (Δd) покажа статистичка значајност кај сите видови цемента што потврдува дека актот на цементирање сигнификантно ја зголемува хоризонталната стапалка без оглед на видот на употребениот цемент (Табела 7 - В). Сепак, и покрај сигнификантното влијание, улогата на цементот во вкупната дебелина на стапалката е помала од очекуваната и изнесува просечно само меѓу 5,32 и 6,95 % (Графикон 3 - А). Очигледно, главен фактор кој ја создава изразитата хоризонтална маргинална стапалка е големата дебелина на работ на коронката наспроти премногу малото одземање цврста забна супстанца во граничниот дел при тангенцијалната препарација кое е недоволно за да тука се смести коронарниот раб без да ја наруши правилната конфигурација. Ова е уште една потврда дека е потребно постапно да се напушти (или барем ограничи на строго индицирани случаи) препарацијата со тангенцијална демаркациона линија и нејзината субгингивална локација.

Кај главните табели се забележува уште една неочекувана појава. Имено, во неколку случаи се измерени негативни вредности за Δd од што произлегува дека понекогаш дебелината на маргиналната хоризонтална стапалка е поголема пред цементирањето отколку по него што не е логично и е во спротивност со погоре наведениот главен заклучок дека цементирањето статистички сигнификантно го покачува износот на рабната дискрепанција. Според наше мислење, единствено можно објаснување за ова е појавата на т. н. "накосено" цементирање (англ. "tilting", s. "oblique seating") на која укажуваат Pilo и Cardash⁽⁸¹⁾. Тие забележале дека во ретки случаи при цементирањето едната страна од оклузалната површина доаѓа во пониска состојба споредено со спротивната. Тоа поточно значи дека коронката при

актот на цементирање не пронајнала секаде во ист износ и останала перманентно накосено фиксирана. При тоа од страната која е повеќе спуштена гингивалниот раб интимно е прикремен до самиот заб со минимален или дури и без никаков слој цемент, додека пак работ од спротивната страна е дистанциран, а под него слојот е подебел. Ова може да се случи кога маргиналниот коронарен раб не е прецизно и интимно моделиран, меѓупросторот е поголем, трупчето е изразито овално препарирано што сè заедно не обезбедува строго дефинирана позиција на коронката па таа пред цементирањето е лабаво прикрепена, може да се навалува и да ротира.

Ако ги споредиме вредности на дебелината на апроксималниот слој цемент (Δd) со вредностите на истиот кои беа математички калкулирани врз база на износот на елевацијата (Табела 3.) забележливо е постоење одредена разлика меѓу нив. Имено, вредностите за Δd се движат просечно од 17,63 до 24,30 μm додека по формула е пресметан износ од 3,09 μm до 10,08 μm , во зависност од употребениот цемент и аголот на закосеност на аксијалната страна на препарираниот заб. Сепак, оваа разлика меѓу експериментално измерената и математички добиената вредност од околу 10 до 15 μm е прифатлива и може да се припише на фактот што при геометриските анализи и математичките пресметки се работи за идеална состојба. Наспроти тоа, експерименталниот метод заради техничките и технолошките ограничувања самиот креира одредени непрецизности кои се должат на некои практични тешкотии при фабрикацијата на конструкцијата или карактеристиките на материјалите што при тоа се користат. Така кај препарациите со тангенцијална демаркација многу ретко е можно точно да се дефинира граничната линија до која ќе оди работ на коронката па како последица се моделира преголема или инсуфициентна рабна екстензија. При тоа работ висе или отстајува од границата со што дава непрецизна вредност за износот на вкупната хоризонтална рабна стапалка. Дополнителни фактори кои може да продуцираат микро непрецизност се и особините на

користените материјали при изработката како и манипулациите при пробата - контракција на восокот за моделирање, контракција на легурата со која се врши излевањето, експанзија на масата за вложување, корекции при упасувањето кога се состружува металот од внатрешноста на капичката во вратниот дел, нсрамнини од поголем обем на обете површини меѓу кои е интерпониран цементниот слој итн. Според тврдењето на Dimaskich, Davies и Fraunhofer⁽¹⁷⁾ дури и кај машински најпрецизно изработени модели на забни трупчиња и спрема нив соодветно фабрицирани коронки се појавуваат димензионални неусогласености со толеранција од $\pm 20 \mu\text{m}$, додека при секојдневната клиничко-лабораториска рутина бројката е и повисока. И Pilo и сор.⁽⁸⁰⁾ потенцираат дека широкиот ранг од измерени вредности што се забележува при прегледот резултатите од досегашните истражувања се должи на разликите во мерните техники, инструментите и дизајнот на употребените модели и примероци.

Иако хоризонталната инконгруентност што цементираните фикснопротетички конструкции ја формираат на ниво на рабовите е релативно помалку истражувана, нашите наоди имат своја потврда во резултатите и на други автори. Eichner⁽¹⁹⁾ ги наведува мерењата на Sauer за износот на дебелината на рабовите кај лиените коронки и на Husemann за истиот параметар кај метал-керамичките коронки според кои на одалеченост од само 0,5 мм од работ, односно на ниво на самиот влез во гингивалниот сулкус, дебелината на работ изнесува просечно 350 μm кај обичните и 530 μm кај метал-керамичките конструкции. Колку се оди поблиску до работ вредноста опаѓа, но нејзиниот износ е сепак сеуште голем и на 0,125 мм оддалеченост од работ изнесува 150 μm кај лиените и 240 μm кај метал-керамичките коронки.

Wilson и сор.⁽¹¹⁶⁾ во своето истражување за можното влијание на цементирањето врз гингивалниот раб на коронката интересот го насочиле кон прашањето дали овој раб при тоа трпи

некаква деформација. Со техника слична на нашата тие го контролирале коронарниот раб циркуферентно и тврдат дека со аплицирањето појака компресивна сила при цементирањето се подобрува налегнувањето и се смалува рабната дискрепандија но затоа се зголемува појавата на деформации на тешкиот раб на вештачката коронка со што во одредени региони се појавува понизната хоризонтална стапалка.

Појава на маргинална дисторзија на рабовите на коронките индуцирана при цементирањето утврдиле и Moore и sor.⁽⁷⁰⁾

Проблемот го усложнува и релативно тешкото дијагностицирање на евентуалните непрецизности на коронарниот раб кога е тој лоциран субгингивално. Reeves⁽⁸⁴⁾ го цитира Christensen според кого лошо изработените рабови (премногу широки, дебели и со голем меѓупростор кој доведува до формирање дебел граничен цементен слој) поставени под гингивата се оценуваат како задоволителни и прифатливи 3,5 пати повеќе отколку ако истите тие се постават супрагингивално. Тоа јасно ја потенцира неможноста за добра и објективна процена на квалитетот на коронарниот раб кога е тој со субгингивална позиција па оттаму може да се најдат релативно голем број вакви конструкции со дискутабилен, поточно штетен ефект врз гингивалното здравје. По цементирањето, кај ваквите вештачки коронки практично е невозможно со дополнителна интервенција да се подобри состојбата иако авторите Fitzig и Eli⁽⁸¹⁾ опишуваат метод за корекција на премногу хоризонтално издадена стапалка која, според нив, кај перманентно цементираните порцелански коронки може во поедини екстремни случаи да изнесува и над 1000 μ m.

Следна испитувана карактеристика кај селектираните видови цемента е нивната ретенциска способност, поточно ретенциска сила, под што се подразбира јачината на влечната сила аплицирана на цементираната коронка во моментот на нејзино раздвојување од забното трупче. Во воведниот дел беа споменати и неколку други термини кои се користат во литературата, а се

однесуваат на ретенцијата на цементираната артефицијална коронка и тоа "напон на смолкнување", "отпор на смолкнување", "вечно оптоварување" итн. Всушност тие не треба да се мешаат со терминот "јачината на ретенциската сила" (синоними: "сила на раздвојување", "сила на кинење") која ние ја испитувавме. Колку за потсетување од физиката, во нашиот случај се работи за износот само на јачината на силата мерена во Њутни (N), додека другите споменати термини се однесуваат на јачината на сила по единица површина и се мерат во единицата Паскал (Pa) или Мега Паскал (MPa). Сакајќи да се избегне можната конфузија, на ова посебно укажуваат Covey и sor.⁽¹²⁾ Тие за терминологијата попрецизно детерминирање на разликата предлагаат наместо "сила на ретенција" да се користи изразот "униаксијална сила на резистенција".

Оваа разлика во мерните единици и користените термини секако предизвикува проблем при компарација на измерените резултати добиени од различни автори нако всушност се работи за истражувања кои исто така се однесуваат на ретенцијата на фикснопротетичката конструкција за носечките заби.

Како можно решение Круник, Алексов и Станковиќ⁽⁵²⁾ трансферирањето на измерените вредности го решаваат математички, преку делење на износот на измерената сила со површината на препарираниот носечки заб според следната формула:

$$\tau = \frac{f}{S}$$

при што е:

τ - напон на смолкнување,

f - сила на раздвојување,

S - површина на препарираниот заб.

За пресметување пак на површината овие автори ја користат следната формула:

$$S = \pi(r_1 + r_2) \sqrt{h^2 + (r_1 - r_2)^2} + \pi r_2^2$$

каде што е:

S - површина на препарираниот заб,

r_1 - полупречник на препарираниот заб на ниво на демаркационата линија,

r_2 - полупречник на препарираниот заб на ниво на преминот од аксијалните кон оклузалната површина на забот,

h - висина на препарираниот заб,

додека вредностите за r_1 и r_2 се пресметуваат врз основа на измерениот обем на препарираниот заб на ниво на демаркационата линија ($r_1 = O_1 / 2\pi$) и на ниво на преминот од аксијално кон оклузално ($r_2 = O_2 / 2\pi$).

Слабост на ваквиот математички начин на пресметување на напорот на смолкнување преку делење на силата на ретенцијата со површината на трупчето при испитувањата кај кои се користат препарирани природни заби е потребата од индивидуално мерење на обемот и висината на секој поединечен заб одделно.

На Табела 8. се прикажани измерените вредности за силата на ретенција кај различните видови средства за перманентно цементирање при што најголема просечна сила од $324,37 \pm 66,54$ N е потребна за раздвојување на капичките цементиран со хибридниот цемент, по што следат глас јономерот со $274,13 \pm 72,62$ N, цинк фосфатот со $269,50 \pm 67,34$ N, а ретенциски најслаб се покажа поликарбоксилатниот цемент кај кој се измери сила на раздвојување од $244,40 \pm 72,88$ N.

Податоците од литературата главно ги потврдуваат нашите наоди за износот и редоследот на различните видови цемента по однос на измерената сила на ретенција иако и во овој случај постои одредено разнообразие во бројките за нејзиниот износ.

Круник, Алексов и Станковиќ⁽⁵²⁾ презентираат измерена ретенциска сила за цинк фосфатниот од 240,20 до 277,10 N.

Според резултатите што ги публикуваат Ayad, Rosenstiel и Woelfel⁽⁴⁾, а кои се блиски со нашите, глас јономерниот цемент со просечно измерени 307 N покажува поголема ретенциска сила од цинк фосфатот со 233 N.

Vujišević и sor.⁽¹⁰⁶⁾ укажуваат дека глас јономерот е со нешто посилна ретенција споредено со поликарбоксилатниот цемент.

Иванов⁽³⁶⁾ го презентира податокот дека ретенциската сила на поликарбоксилатниот цемент зависи и од металот (легурата) од кој е изработена фикснопротетичката конструкција. Кај конструкциите изработени од племенити легури таа е блиска со ретенциската сила на цинк фосфатниот цемент, додека кај конструкциите од неблагородни легури нејзината вредност е скоро двојно поголема.

Наодите на Carter и Wilson⁽¹⁰⁾ се особено интересни бидејќи се однесуваат на 2 сегмента од нашето истражување. Тие кај цинк фосфатниот цемент ја анализирале можната зависност меѓу дебелината на ЦС и силата на ретенцијата. Варирањето на дебелината на ЦС го постигнувале со апликација различен број слоеви дистанциски лак со што се дозира големината на меѓупросторот за цементот. Истовремено го проценувале и влијанието на големината на обезбедениот меѓупростор врз износот на слевацијата. Врз основа на своите резултати авторите презентираат 3 заклучоци: 1. елевацијата опаѓа со зголемувањето на меѓупросторот и тоа од 547 μm кај коронки моделирани интимно, без меѓупростор до 38 μm кај коронките моделирани со претходно обезбеден најголем меѓупростор со апликација на 8 слоеви лак; 2. пред цементирање силата потребна да се одвојат коронките опаѓа со растот на меѓупросторот и 3. по цементирањето ретенциската сила прогресивно расте со растот на меѓупросторот, односно со зголемувањето на дебелината на ЦС и тоа од 250 N кај коронките без

меѓупростор до 375 N кај коронките со најдебелиот ЦС обезбеден со формирање најголем меѓупростор. И додека првите 2 заклучоци се очекувани, последниот е во контрадикција со општо прифатеното сфаќање дека ретенцијата е секогаш подобра кај фикснопротетичките конструкции кои поинтимно налегнуваат врз носечките заби.

Анализата на разликите во силата на ретенција меѓу различните видови цемента потврди дека хибридниот перманентен цемент покажува статистички значајно појака ретенциска сила во однос на преостанатите три цемента (Табела 8 - Б) што е во согласност со наодите на Mitchell, Abbariki и Orr⁽⁶⁸⁾ кои ја потенцираат ретенциската супериорност на хибридниот цемент во споредба со глас јономерот и цинк фосфатот рангирајќи го веднаш до исклучително јакниот смолест композитен цемент. Кога пак разликите во силата на ретенцијата на секој од цементите ги анализиравме одвоено кај подгрупата "премолари" (Табела 8 - В) и подгрупата "молари" (Табела 8 - Г), во обата случаи статистичка сигнификантност има само при споредбата на хибридниот цемент со цинк фосфатот и поликарбоксилатот во однос на кои тој е ретенциски значајно појак.

Како последно беше направена и евалуација на евентуалната зависност меѓу силата на ретенција и големината на површината на контактот. Ова се направи преку споредба и анализа на разликите во ретенциската сила што секој цемент ја покажува посебно кај двете испитувани подгрупи. Иако кај сите четири видови цемента кај подгрупата "молари" беше измерена нешто појака просечна сила на ретенција споредено со подгрупата "премолари", анализата прикажана на Табела 8 - Д покажа дека овие разлики не се статистички значајни. Овие наши резултати се во согласност со тврдењето на Covey и сор.⁽¹²⁾ кои наведуваат дека зголемувањето на површината на препарираниот носечки заб не доведува до зголемување на ретенциската сила. Од нивното истражување интересен е и податокот дека цинк фосфатниот цемент има 3 пати

поголема ретенциска сила од привремениот цемент врз база на еугенол.

При контролата на раздвосните примероци врз кои го спроведовме мерењето на ретенциската сила може да се забележи уште еден дополнителен елемент, а тоа е, како што го нарекуваат Mausner, Gofgstein и Georgescu⁽⁶¹⁾, локацијата на т. н. резидуелен цемент. Имено, ако по раздвојувањето на капичката од трупчето овој резидуелен цемент се задржал на препарираниот заб значи дека била послаба и прво попуштила врската цемент / метал, а кога цементот останал во капичката раздвојувањето било заради послабата врска цемент / заб. Обата случаи се сметаат за т. н. адхезивно попуштање бидејќи раздвојувањето настанува на контактот меѓу две површини од разнородни материјали. Третата опција е позната како кохезивно попуштање и се јавува кога при дејство на сила доаѓа до кинење на врските во самиот цемент. Во ваквите случаи по раздвојувањето на коронката од трупчето се забележуваат фрагменти од цемент преостанати и во внатрешноста на коронката и на забот носач. Кај нашите примероци тип 2 цементиран со глас јономер, хибрид и поликарбоксилат цемент попуштањето е скоро секогаш од адхезивен тип и настанува на контактот меѓу цементот и металот што укажува на особено јаката врска што овие видови цементи ја создаваат со природната цврста забна супстанца заради истовремено комбинирање на механичката и хемиската ретенција. Кај цинк фосфат цементот кој нема особина на хемиско врзување со металот и цврстата забна супстанца, а ретенцијата ја обезбедува само механички, доминира раздвојување настанато заради попуштање од кохезивен тип.

Што се однесува до последната испитувана карактеристика на селектираните видови перманентни цементи, а тоа е нивната растворливост и деградација под дејство на орални флуиди, односно во нашиот случај во дестилирана вода која како замена се користи при тестирањето пропишано во спецификацијата бр. 8 на АДА/АНСИ, резултатите се прикажани на Табелите 9, 9-А, 10, 10-А, 11, 11-А, 12 и 12-А. На главните табели се резултатите за износот на

масата на примероците тип 3 од секој вид цемент измерена на стартот и по одреден период држење во растворувачот, а на помошните е пресметаниот износ на загубена, односно растворена маса (Δm) за одредениот временски период. На Табела 13 се финалните податоци за просечната растворена маса на примероците од секој различен вид цемент пресметани како процент во однос на нивната почетна маса.

Прикажаните резултати јасно го потврдија веќе познатиот податок дека сите видови испитувани цементи покажуваат релативно мал губиток на масата при дејство на флуиди. Она што како интригантен податок може да се види од резултатите на нашето истражување се две дополнителни констатации:

1. растворливоста и деградацијата во иницијалниот период од 24 ч. кај сите 4 видови испитувани цемент се со повисоки вредности од пропишаниот стандард,
2. загубата на масата се менува во функција на време при што по овој иницијален период растворливоста постапно опаѓа доаѓајќи до едно стабилно ниво по кое процесот на растворање е минимален.

Првата констатација се наметнува при споредбата на нашите измерени резултати со вредностите кои се стандардно пропишани. Стандардите толерираат до 0,2 % растворливост и загуба на маса во првите 24 часа за цинк фосфатниот цемент (а тој износ подоцна е прифатен и за другите видови средства за перманентно цементирање), додека кај нас тие се поголеми и изнесуваат 0,28 % за цинк фосфатниот цемент, 0,57 % за глас јономерот, 0,32 % за хибридниот и 0,51 % за поликарбоксилатниот цемент (Табела 13). Поединечно гледано измерените вредности по првите 24 часа кај цинк фосфатот се релативно малку над пропишаните, а слично е и кај хибридниот цемент. Наспроти нив, вредностите измерени за истиот временски интервал кај другите два вида перманентни цементи, глас јономерот и

поликарбоксилатот, се повеќе од два пати поголеми од пропишаните што веќе јасно сугерира за нивна послаба отпорност на дејството на растворувачот во првите 24 ч. од изложувањето.

Ако се има во предвид дека резултатите се добиени при користење дестилирана вода како тест растворувач со која вообичаено се добиваат најниски резултати, за очесување е дека со другите растворувачи кои се употребуваат за имитирање на оралните флуиди како што се 0,1 молален р-р на млечна, оцетна или лимунска киселина, вредностите би биле уште поголеми на што упатуваат наодите и на Knobloch и сор.⁽⁵⁰⁾, Ozcan и сор.⁽⁷⁷⁾ и др. За влијанието на молалноста и pH на растворувачот врз брзината на растворливоста и деградацијата на цементот посочува и Mesu⁽⁶⁴⁾.

Нашите резултати се во согласност со тврдењето на Jones⁽³⁸⁾ според кого најподложни на растворање се поликарбоксилатните цемента, а најотпорни хибридите.

Gorodovsky и Zidan⁽²⁶⁾ кои ја анализирале растворливоста на цинк фосфатниот и глас јономерниот цемент во регионот на маргиналната пикнатина исто така го рангираат првиот како посупериорен.

И според наодите на Auzius и сор. кои ги цитира Иванов⁽³⁶⁾, глас јономерниот цемент е со растворливост од 0,29 - 1,19 % (кај нас просечно 0,57 %), но вредностите наведени од овие автори за цинк фосфатниот цемент (0,05 %) и за поликарбоксилатот (0,04 - 0,08 %) се значително пониски од нашите.

Што се однесува до растворливоста на хибридните цемента, Wassell, Barker и Steele⁽¹⁰⁸⁾ публикуираат износ од 0,07 - 0,4 % за 24 ч.

Бидејќи растворливоста е физичко-хемиска карактеристика типична за секој материјал, барањето образложение за разликите меѓу цементите по однос на оваа нивна карактеристика се сведува на обична шпекулација. Сепак ќе изнесеме некои наши размислувања без претензија да тврдиме дека со нив се објаснува причината за постоењето разлики.

Она што прво паѓа во очи е дека кај двата цемента кои се повеќе подложни на иницијалната растворливост, поликарбоксилатот и глас јономерот, течната компонента при замешувањето е иста, конкретно воден р-р на полиакрилна киселина. Можно е оваа релативно слаба киселина да генерира поспор процес на комплетно врзување на замешаната смеса, понеотпорен матрикс или поголема количина неизреагирани партикли прашок кои се лесно подложни на промивање и испирање. За разлика од овие два вида цемента, течната компонента на цинк фосфатот е р-р на јаката неорганска (орто)фосфорна киселина која со прашокот реагира бурно и побрзо за што потврда е и појавата на екзотермноста на реакцијата која кај другите видови е многу слаба или потполно изостанува. Кај овој вид цемент најголемиот процент од смесата е веќе врзан во првите минути од реакцијата, а комплетното стврднување е завршено во првите 2-3 часа. Анализирајќи ги резултатите од првите 24 часа кај трите вида чисти ацидо-базни цемента (цинк фосфатниот, глас јономерниот и поликарбоксилатниот) како можна претпоставка се наметнува дека нивната иницијална растворливост веројатно е во спротивна пропорционална зависност од брзината на реакцијата на врзување па затоа цинк фосфатот покажува послаба растворливост спореден со поликарбоксилатот и глас јономерот на кои им е потребно подолго време за матурација.

Van der Voorde, Gerdtz и Murchinson⁽¹⁰³⁾ образложението за поголемата рана растворливост на глас јономерите го лоцираат во хемизмот и карактеристиките на некои метални јони од составот на овој материјал. Според нив, натриумот во составот на глас јономерот со ајоните кои го формираат неговиот матрикс образува соли растворливи во вода, а со овие ајони исто така и алуминиумот реагира многу бавно заради што во фазата пред да настапи комплетно врзување материјалот е ранлив на рано влажнење. За поголемата осетливост кон влага во иницијалниот период на врзување, особено карактеристична за глас јономерите, укажуваат и препораките на производителите веднаш по нивното почетно

врзување овие материјали да се заштитат од влага со премачкување со лак или вазелин. Тоа го сугерираат и други автори според кои за постигнување добра отпорност препорачливо е барем 24 часовно изолирање кое ќе му овозможи на глас јономерот да созрее.

Фокусирајќи се само на цинк фосфатниот цемент, Eichner⁽¹⁹⁾ анализираше 2 фактори кои имаат влијание на неговата растворливост. Бидејќи најголемиот број производители не посочува предизно детерминирана пропорција прашок / течност туку интервал на соодносот меѓу компонентите од минимално до максимално препорачан, овој автор анализираше дали растворливоста се менува при промена на тежинскиот сооднос меѓу компонентите и презентира дека таа се намалува повеќе од двојно кога смесата се замешува погусто, со максимално дозволена количина прашок, при што опаѓа од просечно 0,4 - 0,7 % на вредност под 0,2 % тежински. Дополнителен фактор што ја детерминира растворливоста, според Eichner, е и времето кога настанува изложувањето на стврднатиот цемент на дејството на водата (или плувачката). Кога тоа се случува брзо по стврднувањето, растворливоста е изразито голема, над 3 %, за да по 4 часа падне на 0,3 %. Ако цементот се изложи на дејство на растворувачот по 48 часа, растворливоста е во пропишаниот износ од просечно 0,2 % тежински. Eichner исто така тврди дека цинк фосфатните цементи на кои за подобрување на карактеристиките им се додадени бакар, сребро или одредени дезинфициенси и медикаменти како тимол или формалин имаат поголема растворливост во споредба со "чистите" цинк фосфати.

Следно можно објаснување за поголемата загуба на маса во периодот веднаш по цементирањето е врзано за еден феномен на кој укажува O'Brien⁽⁷⁴⁾. Како што веќе беше нагласено, заради компресивната сила што се аплицира при налегнувањето, свежо замешаниот цемент се сепарира на потечна и погуста компонента. Според O'Brien, оваа појава на ниво на гингивалната ивица каде што е слојот цемент најтенок доведува до нехомогено врзување проследено со создавање маргинални дефекти и прснатини во цементот. И според

Yamashita и сор.⁽¹²²⁾ растворливоста и дезинтеграцијата на цементниот слој е многу олеснета и забрзана ако дојде до појава на микрофрактури во неговиот гингивален дел, но според нив ова се случува само при дејство на јаки функционални сили.

Без оглед на механизмот на настанувањето на фрактурите, голема е веројатноста по нивната појава да доаѓа до одвојување на мали парчиња цемент кои оралните флуиди лесно и брзо ги промиваат. Вакво брзо еродирање и промивање може да се случува и со површните јадра од неизреагиран прашок. Сето ова укажува дека матриксот на цементите е веројатно поотпорен на чисто растворање, а нивната поголема почетна загуба на масата се должи повеќе на процесот на ерозија на јадрата и нивно промивање.

Што се однесува до хибридниот цемент, очигледно е дека додадените дваесетина проценти смола во неговиот доминантно глас јономерен состав значително му ги подобруваат перформансите споредено со чистиот глас јономер (0,32 % наспроти 0,57 % растворливост за 24 ч.). Тоа е и очекувано ако се има во предвид дека смолите (комполитите), а истото тоа важи и за смолестите цемента, се исклучително постојани и стабилни во поглед на растворливоста.

Сепак, мора да споменеме дека во литературата се сретнуваат и поинакви резултати кои ја ставаат под знак прашање супериорноста на цинк фосфатниот и хибридниот перманентен цемент. Тие се однесуваат како директно на нивната растворливост, така и на еден нејзин сегмент, а тоа е херметичноста на затворањето, односно пропустливоста на стврднатиот цемент. Hersek и Canay⁽²⁸⁾ ја мереле растворливоста ставајќи примероци од цинк фосфатен, поликарбоксилатен и глас јономер цемент во комори формирани на дисталните крила од мобилни протези при што како најмалку солубилен во оралната средина се покажал глас јономерот. Според резултатите од студијата на White и сор.⁽¹¹⁾, најслабо херметичко својство и најголема пропустливост има цинк фосфатниот цемент. Mash и сор.⁽⁶⁰⁾, кои ја мереле пропустливоста на различните видови цемента со радиоактивен Са - 45 во временски интервали од 1, 6 и 12

месеци тврдат дека смолестиот композитен цемент херметички послабо ја затвора гингивалната пукнатина меѓу демаркационата линија на препарираниот заб и работ на коронката.

По овој иницијален период масата на примероците изложени на дејството на растворувач и понатаму опаѓа, односно процентот на растворена супстанца расте, но веќе не со таков интензитет, а паралелно со тоа доаѓа и до промена во редоследот на цементите. На крајот на првата недела глас јономерот и поликарбоксилатот губат повеќе од својата маса со тоа што споредбено глас јономерниот цемент сепак покажува помала растворливост од 0,97 % наспроти 1,21 % кај поликарбоксилатот. Со загуба на маса од 0,73 % хибрирот покажува помала растворливост и деградација споредено со цинк фосфат цементот (0,86 %).

Во третиот интервал кој временски трае колку првите два заедно, растворливоста кај сите видови испитувани цемента и понатаму се намалува за да во четвртиот интервал, односно третата недела по цементирањето дојде до скоро потполна стабилизација односно запирање на растворањето (Графикон 5-А). Ова наизглед е во спротивност со претходно споменатите физички закономерности според кои се очекува при исти услови процесот да биде континуирано константен. За намалена загуба на маса како резултат на евентуално повратно таложење на растворениот цемент не може да стане збор бидејќи растворот не успева да дојде ни приближно до состојба на преголема концентрација и заситеност со растворливата супстанца (цементот) за да настане реверзибилна реакција, а растворувачот (дестилираната вода) беше менувана на почетокот од сите четири интервали.

Сепак, без оглед што е тешко да се одговори на прашањето зошто доаѓа до намалување на растворливоста на средствата за перманентно цементирање во функција на време, оваа појава е и практично поткрепена. Имено, ако процесот на цементната дезинтеграција предизвикан со растворање и ерозија од страна на оралните растворувачи е перманентно секој ден со износ на загубена

маса како во првите 24 часа, тогаш кај сите дефинитивно цементираны фикснопротетички конструкции би дошло до комплетна загуба на цементот за период од пола до една година што воопшто не е случај во пракса.

Бидејќи испитувањата на растворливоста на цементите се фокусираат главно кон иницијалниот период од 24 ч. на кој што се однесува и пропишаниот стандард, во литературата скоро и да нема податоци за прецизно следење на нејзиниот износ во функција на време. Само Vujošević и сор.⁽¹⁰⁶⁾ презентираат вредности за растворливост на цинк поликарбоксилат цементот од 0,12 % за 24 ч. и 0,6 % за еден месец кои, иако нешто помали од нашите, сепак ја потврдуваат констатацијата за постапно опаѓање на растворливоста во функција на време.

Како завршен збор на оваа дискусија може да се изнесе тврдењето дека сите испитувани параметри се со вредности кои се својствени индивидуално за секој вид цемент, но врз крајните резултати на мерењата свое влијание има и техниката на работа. Затоа при евалуација на квалитетот на средствата за перманентно цементирање треба да се има на ум дека добиените резултати се продукт на интеракција меѓу особините и карактеристиките на материјалот од една страна и вештината и способноста на изведувачот и користената техника од друга страна. Ова важи за сите техники на работа, а особено е потенцирано кај "клинички симулираните". Така вкупната сила на ретенција на конструкцијата за носачот зависи не само од вредноста што е карактеристична за употребениот цемент туку и од дизајнот на препарираниот заб (висина на трупчето, закосеност на неговите аксијални страни итн.). Дебелината на ЦС е индивидуална карактеристика на секој вид цемент, но е под влијание и на конзистенцијата на замешаната смеса, интензитетот на компресивната сила и др. Што се однесува до мерењето на елевацијата, низата од фактори кои партиципираат врз крајниот резултат е уште подолга на освен оние што веќе ги наброивме кај дебелината на ЦС, значајна улога имаат и големината

на обезбедениот меѓупростор, аголот на конвергенција на спротивните страни итн. На големината на хоризонталната рабна стапалка цементот навистина има сигнификантно влијание, меѓутоа поголемиот нејзин дел постои и пред цементирањето што значи дека е под големо влијание на целиот протокол за изработка на фикснопротетички помагала со тангенцијална демаркациска линија и дека освен цементот врз вкупниот износ допринесуваат и количината на одземена цврста забна супстанца при препарација на овој предел, прецизноста во изведбата на границата на препарација, прецизноста на отпечатокот и работниот модел, моделацијата на коронарниот раб и неговата финална обработка по излевањето.

7. ЗАКЛУЧОЦИ

Врз основа на добиените резултати со применетата методологија и нивната анализа може да се извлечат следните заклучоци:

1. Испитуваните средства за перманентно цементирање формираат слој чија просечна измерена дебелина изнесува $29,23 \pm 7,08$ μm кај цинк фосфат цементот, $33,07 \pm 9,02$ μm кај глас јономерот, $31,63 \pm 11,06$ μm кај хибрирот и $41,67 \pm 10,70$ μm кај цинк поликарбоксилат цементот;
2. Поликарбоксилатниот цемент покажа статистички значајно подебел цементен слој во однос на останатите испитувани средства за перманентно фиксирање ;
3. По цементирањето, формираниот цементен слој предизвикува подигање на техничката конструкција менувајќи ја нејзината позиција споредено со состојбата пред цементирање при што износот на измерената елевација е различен за секој вид перманентен цемент и изнесува просечно $44,27 \pm 15,22$ μm кај цинк фосфат цементот, $49,50 \pm 13,84$ μm кај глас јономерот, $46,63 \pm 14,85$ μm кај хибрирот и $58,03 \pm 15,22$ μm кај цинк поликарбоксилат цементот; ова сугерира дека цинк фосфат и хибрид цементите се супериорен избор за високо прецизно цементирање;

4. Цинк поликарбоксилатниот цемент покажа статистички значајно поголема елевација споредено со цинк фосфатниот и хибридниот цемент, додека разликата со глас јономерот не е статистички значајна;
5. Вештачките коронки изработени на заби препарирани со тангенцијална демаркациска линија формираат уште пред перманентното цементирање хоризонтална рабна стапалка со просечна големина над 0,3 мм;
6. Дебелината на хоризонталната рабна стапалка статистички сигнификантно се зголемува по цементирањето без оглед на видот на користениот перманентен цемент и просечно изнесува $330,77 \pm 88,23$ μm кај примероците цементиран со цинк фосфат цемент, $323,47 \pm 69,81$ μm по цементирањето со глас јономер, $331,70 \pm 56,68$ μm кога е користен хибрид и $349,63 \pm 55,39$ μm кај примероците цементиран со поликарбоксилат цемент;
7. Од испитуваните средства за перманентно цементирање хибридниот цемент покажа сигнификантно поголема просечна сила на раздвојување од $324,37 \pm 66,54$ N споредено со $269,50 \pm 67,34$ N кај цинк фосфатниот цемент, $274,13 \pm 72,62$ N кај глас јономерот и $244,40 \pm 72,88$ N кај поликарбоксилатниот цемент со што хибридниот е цемент за избор кај случаите со ретенциски несоодветна препарација на носечките заби;
8. Кај ниеден од испитуваните перманентни цемента разликата во просечната сила на ретенција измерена меѓу подгрупите премолари и молари не е статистички сигнификантна што говори дека големината на забното трупче не е фактор кој битно влијае на ретенцијата;

9. Растворливоста и деградацијата за 24 ч. кај сите видови испитувани перманентни цементи е со повисоки вредности од пропишаните и изнесува 0,28 % загубена маса кај цинк фосфатот, 0,57 % кај глас јономерот, 0,32 % кај хибрирот и 0,51 % кај поликарбоксилат цементот;
10. По овој иницијален период загубата на маса заради растворливост постапно опаѓа за да меѓу втората и третата недела таа се стабилизира по што процесот на растворање е минимален.

Како дополнување на дадените заклучоци неопходно е да се пријде со одредена претпазливост кога се споредуваат измерените резултати со вредностите зададени според стандардите. Имено, резултатите за измерена дебелина на ЦС и елевација се повисоки од пропишаните со стандард вредности, но дебелината на апроксималниот ЦС во рабниот дел која е добиена како разлика во измерениот износ на хоризонталната стапалка по и пред цементирањето е под зададениот стандард, исто како и како математички калкулираната апроксимална дебелина. Втор пример е растворливоста и дезинтеграцијата на цементите каде измерените резултати за иницијалните 24 ч. се над максимално дозволената норма. Меѓутоа, ако вкупно измерениот резултат за целиот временски период од 21 ден го поделиме со бројот на денови за да ја добиеме просечната дневна загуба на масата на цементот, тогаш добиениот просечен дневен резултат е под пропишаниот стандард. Од овие причини, иако според измерените вредности за секоја од селектираните карактеристики може да се направи споредба со зададениот стандард (за оние карактеристики за кои што таков стандард постои како пропишан), а последователно на тоа да се изврши и редоследно рангирање на испитуваните перманентни

цементи, лично мислење е дека овие користени техники и резултатите од нив повеќе треба да се третираат како еден вид "скрининг" тестови, односно "предиктивни" тестови кои треба да посочат кој вид цемент е попрепорачлив за одредена критична ситуација што всушност е и генералната намера на ова истражување.

8. ДОДАТОК

(Работни табели со измерени вредности за секој примерок)

Во ова поглавје се презентирани работните табели со вредностите измерени кај секој поединечен експериментален примерок. Иако всушност припаѓаат на поглавјето "5. Резултати", заради својата големина тие се прикажани одвоено. Нивната номенклатура (број и наслов) е истоветна со соодветните табели со кои тие кореспондираат од поглавјето "5. Резултати". Не е претставена единствено Табела 3. кај која вредностите се теоретски и се добиени со математичко пресметување.

Табела 1.

Дебелина на цементен слој (во μm) измерена со "сендвич" техника по АДА кај примероците тип 1 цементирани со цинк фосфат (ЦФ), глас јономер (ГЈ), хибрид (ХБ) и поликарбоксилат (ПК) цемент

примерок	ЦФ-1	ГЈ-1	ХБ-1	ПК-1
1	31	28	22	40
2	38	36	17	45
3	25	39	37	26
4	22	29	26	49
5	19	42	39	52
6	37	36	39	57
7	18	28	19	33
8	32	26	25	26
9	35	23	29	48
10	21	29	23	25
11	26	17	20	53
12	19	32	34	23
13	27	27	47	38
14	30	38	25	52
15	32	18	23	43
16	35	26	39	46
17	37	36	26	32
18	19	40	21	43
19	29	28	18	30
20	27	39	58	33
21	31	42	49	51
22	39	21	36	43
23	38	36	42	27
24	18	29	38	52
25	42	42	19	41
26	22	55	48	35
27	30	49	22	45
28	29	41	36	49
29	35	22	45	65
30	34	38	27	48
x	29,23	33,07	31,63	41,67
SD	7,08	9,02	11,06	10,70
KV	24,22	27,28	34,97	25,68

Табела 2.

Елевација на коронките (во дм) измерена со "клинички симулирана" техника кај примероците тип 2 цементирани со цинк фосфат (ЦФ), глас јономер (ГЈ), хибрид (ХБ) и поликарбоксилат (ПК) цемент

примерок	ЦФ-2	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
1	31	39	26	50
2	36	51	33	86
3	22	42	48	43
4	44	32	27	76
5	56	46	52	65
6	39	34	54	81
7	86	41	45	46
8	48	32	49	51
9	25	29	56	58
10	22	44	28	74
11	59	52	32	63
12	54	58	59	64
13	44	66	73	51
14	29	46	58	75
15	41	60	34	30
16	38	52	28	42
17	36	45	26	59
18	64	83	32	81
19	49	54	48	40
20	27	45	56	42
21	30	72	83	64
22	34	64	49	71
23	41	60	47	50
24	51	61	52	51
25	70	40	39	71
26	49	35	68	41
27	30	73	31	33
28	54	58	62	49
29	59	41	48	74
30	60	30	56	60
x	44,27	49,50	46,63	58,03
SD	15,22	13,84	14,85	15,22
KV	34,38	27,96	31,85	26,23

Табела 4.

Големина на хоризонталната рабна стапалка (во μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Δd) кај примероците тип 2 фиксирани со цинк фосфат цемент

ЦФ - 2	d	D	Δd ($D-d$)
1	384	416	32
2	307	361	54
3	289	334	45
4	436	445	9
5	243	290	47
6	471	508	37
7	336	325	-11
8	304	328	24
9	257	271	14
10	418	410	-8
11	355	373	18
12	309	286	-23
13	461	468	7
14	304	338	34
15	234	239	5
16	215	213	-2
17	181	198	17
18	305	331	26
19	418	461	43
20	388	402	14
21	309	313	4
22	227	260	33
23	315	322	7
24	248	286	38
25	476	490	14
26	203	208	5
27	196	205	9
28	249	266	17
29	318	340	22
30	206	236	30
$\bar{x}$	312,07	330,77	18,70
SD	86,84	88,23	18,35
KV	27,83	26,67	98,13

Табела 5.

Годемина на хоризонталната рабна стапалка (во μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Δd) кај примероците тип 2 фиксирани со глас јономер цемент

ГЈ - 2	d	D	Δd (D-d)
1	263	290	27
2	386	408	22
3	336	321	-15
4	402	459	57
5	230	262	32
6	293	298	5
7	318	355	37
8	413	468	55
9	361	388	27
10	303	310	7
11	272	306	34
12	211	228	17
13	245	221	-24
14	172	198	26
15	317	341	24
16	221	236	15
17	288	296	8
18	204	240	36
19	351	354	3
20	418	442	24
21	285	312	27
22	236	242	6
23	308	319	11
24	291	336	45
25	382	402	20
26	331	339	8
27	268	315	47
28	293	302	9
29	312	331	19
30	372	385	13
x	302,73	323,47	20,73
SD	64,62	69,81	18,24
KV	21,35	21,58	87,99

Табела 6.

Големина на хоризонталната рабна стапалка (во μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Δd) кај примероците тип 2 фиксирани со хибрид цемент

ХБ - 2	d	D	Δd ($D-d$)
1	408	417	9
2	272	296	24
3	328	370	42
4	386	403	17
5	305	312	7
6	233	245	12
7	286	302	16
8	396	402	6
9	375	416	41
10	188	210	22
11	256	270	14
12	318	346	28
13	262	303	41
14	315	331	16
15	366	379	13
16	412	415	3
17	308	330	22
18	321	335	14
19	380	387	7
20	252	276	24
21	306	290	-16
22	220	251	31
23	348	362	14
24	317	330	13
25	380	404	24
26	312	328	16
27	275	290	15
28	344	364	20
29	238	261	23
30	315	326	11
$\bar{x}$	314,07	331,70	17,63
SD	58,44	56,68	11,92
KV	18,61	17,09	67,61

Табела 7.

Големина на хоризонталната рабна стапалка (во μm) измерена пред цементирање (d), по цементирање (D) и дебелина на апроксималниот цементен слој (Δd) кај примероците тип 2 фиксирани со поликарбоксилат цемент

ПК - 2	d	D	Δd ($D-d$)
1	376	412	36
2	318	311	-7
3	282	319	37
4	392	416	24
5	249	260	11
6	345	351	6
7	412	451	39
8	308	322	14
9	410	446	36
10	263	294	31
11	356	364	8
12	394	412	18
13	312	371	59
14	271	296	25
15	343	381	38
16	314	335	21
17	338	361	23
18	301	314	13
19	421	435	14
20	348	364	16
21	318	357	39
22	262	278	16
23	238	246	8
24	330	357	27
25	292	311	19
26	365	396	31
27	302	345	43
28	225	272	42
29	281	314	33
30	389	398	9
x	325,17	349,63	24,30
SD	54,04	55,39	14,28
KV	16,62	15,84	58,77

Табела 8.

Сила на ретенција (во Њутни) измерена на сите примероци тип 2 (премолари и молари заедно) кај испитуваните видови перманентни фикснопротетички цементи

примерок	ЦФ-2	ГЈ-2	ХБ-2	ПК-2
1	316	238	308	186
2	248	352	361	151
3	262	303	246	320
П 4	186	218	292	403
Р 5	191	188	344	216
Е 6	286	377	238	279
М 7	240	195	403	168
О 8	358	242	462	204
Л 9	374	270	275	175
А 10	178	209	220	382
Р 11	223	174	446	192
И 12	209	334	312	267
13	182	280	289	163
14	265	391	251	189
15	281	214	307	283
16	304	431	277	354
17	251	311	351	271
18	208	364	316	216
М 19	347	230	475	213
О 20	416	262	390	185
Л 21	218	198	311	286
А 22	183	245	276	212
Р 23	316	308	302	402
И 24	245	214	418	331
25	423	410	336	174
26	305	336	245	190
27	263	228	282	234
28	224	281	351	248
29	302	188	305	198
30	281	233	342	240
х	269,50	274,13	324,37	244,40
SD	67,34	72,62	66,54	72,88
KV	24,99	26,49	20,51	29,82

Табела 9.

Маса (во гр) на примероците тип 3 од цинк фосфат цемент измерена пред сушење (m), по сушење (m_0) и по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ЦФ-3	m	m_0	m_1	m_7	m_{14}	m_{21}
1	1,23800	1,11200	1,11045	1,10875	1,11070	1,11135
2	1,38300	1,24390	1,24180	1,24000	1,24220	1,24880
3	1,32245	1,18980	1,18750	1,18700	1,18800	1,19300
4	1,43015	1,28775	1,28525	1,28355	1,28500	1,29050
5	1,24415	1,12100	1,11905	1,11700	1,11650	1,11580
6	1,38155	1,24260	1,23970	1,23865	1,23885	1,22356
7	1,44220	1,30825	1,30500	1,30425	1,30400	1,30325
8	1,22280	1,08525	1,08235	1,07975	1,08015	1,08035
9	1,04120	0,92765	0,92495	0,92315	0,92400	0,92205
10	1,25465	1,13500	1,13375	1,13245	1,13160	1,13120
11	1,27350	1,15815	1,15775	1,15690	1,15665	1,15600
12	1,37350	1,22355	1,21980	1,21675	1,21625	1,21560
13	1,36090	1,23875	1,23530	1,23225	1,23185	1,23050
14	1,38220	1,19425	1,23755	1,23605	1,23595	1,23500
15	1,40125	1,26945	1,26410	1,25680	1,25595	1,25225
16	1,28440	1,14155	1,13650	1,13435	1,13315	1,13145
17	1,30545	1,17195	1,15935	1,15685	1,15535	1,13535
18	1,36015	1,21010	1,19920	1,19685	1,19470	1,19325
19	1,40550	1,28795	1,26345	1,23260	1,23245	1,23230
20	1,30120	1,12775	1,12455	1,12355	1,12090	1,11925
21	1,29650	1,12815	1,12810	1,12785	1,12685	1,12605
22	1,44505	1,28060	1,26950	1,26285	1,26010	1,25825
23	1,30535	1,18280	1,17860	1,17205	1,17075	1,16975
24	1,36355	1,23895	1,22935	1,22310	1,22085	1,21990
25	1,28850	1,16055	1,15790	1,14915	1,14310	1,14230
26	1,40485	1,27090	1,26480	1,26180	1,25915	1,15875
27	1,30655	1,21695	1,20945	1,18630	1,17465	1,17335
28	1,32880	1,19870	1,19140	1,18215	1,18180	1,17815
29	1,28685	1,22355	1,21970	1,14715	1,11465	1,11550
30	1,36305	1,20180	1,20395	1,20205	1,19840	1,19510
x	1,32658	1,19265	1,18934	1,18240	1,18015	1,17526
SD	0,08202	0,07746	0,07634	0,07513	0,07576	0,07470

Табела 9 - А.

Растворена маса Δm (во гр.) на примероците тип 3 од цинк фосфат цемент по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ЦФ-3	Δm_1	Δm_7	Δm_{14}	Δm_{21}
1	0,00155	0,00325	0,00130	0,00065
2	0,00210	0,00390	0,00170	-0,00490
3	0,00230	0,00280	0,00180	-0,00320
4	0,00250	0,00420	0,00275	-0,00275
5	0,00195	0,00400	0,00450	0,00520
6	0,00290	0,00395	0,00375	0,00705
7	0,00325	0,00400	0,00425	0,00500
8	0,00290	0,00550	0,00510	0,00490
9	0,00270	0,00450	0,00365	0,00560
10	0,00125	0,00255	0,00340	0,00380
11	0,00040	0,00125	0,00150	0,00215
12	0,00375	0,00680	0,00730	0,00795
13	0,00345	0,00650	0,00690	0,00825
14	-0,04330	-0,04180	-0,04170	-0,04075
15	0,00535	0,01265	0,01350	0,01720
16	0,00505	0,00720	0,00840	0,01010
17	0,01260	0,01510	0,01660	0,03660
18	0,01090	0,01325	0,01540	0,01685
19	0,02450	0,05535	0,05550	0,05565
20	0,00320	0,00420	0,00685	0,00850
21	0,00005	0,00030	0,00130	0,00210
22	0,01110	0,01775	0,02050	0,02235
23	0,00420	0,01075	0,01205	0,01305
24	0,00960	0,01585	0,01810	0,01905
25	0,00265	0,01140	0,01745	0,01825
26	0,00610	0,00910	0,01175	0,01215
27	0,00750	0,03065	0,04230	0,04360
28	0,00730	0,01655	0,01690	0,02055
29	0,00385	0,07640	0,10890	0,10805
30	-0,00215	-0,00025	0,00340	0,00670
x	0,00332	0,01026	0,01250	0,01366
SD	0,01013	0,01901	0,02381	0,02443

Табела 10.

Маса (во гр) на примероците тип 3 од глас јономер цемент измерена пред сушење (m), по сушење (m_0) и по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ГЈ-3	m	m_0	m_1	m_7	m_{14}	m_{21}
1	0,95030	0,79565	0,75440	0,75280	0,75080	0,74875
2	1,10300	0,94270	0,93600	0,92220	0,91900	0,89780
3	0,91620	0,78360	0,77730	0,77660	0,77265	0,77080
4	0,92040	0,76630	0,76050	0,76130	0,75765	0,75670
5	1,02600	0,88125	0,87480	0,87510	0,87385	0,87405
6	0,93350	0,80435	0,79420	0,78975	0,78250	0,77985
7	1,01780	0,87980	0,87455	0,87195	0,87075	0,87320
8	1,07220	0,94125	0,93845	0,93725	0,93265	0,93445
9	1,03740	0,88720	0,88485	0,88295	0,88025	0,87955
10	1,04600	0,99155	0,98035	0,97495	0,97015	0,96855
11	0,96720	0,79150	0,78960	0,78675	0,78215	0,78165
12	0,93930	0,79425	0,78920	0,78885	0,78490	0,78465
13	1,12735	1,01540	1,00560	0,99995	0,99030	0,99510
14	0,96210	0,83165	0,83040	0,82785	0,82125	0,81825
15	1,04645	0,90025	0,89755	0,89540	0,89315	0,89270
16	1,05320	0,99275	0,98965	0,98890	0,98620	0,98605
17	0,99440	0,84635	0,84510	0,84380	0,84025	0,84010
18	1,07670	0,91050	0,90845	0,90815	0,90425	0,90390
19	1,09305	0,94280	0,94155	0,94025	0,93430	0,93350
20	1,08420	0,94975	0,94765	0,94495	0,94375	0,94325
21	1,03230	0,88620	0,88450	0,88345	0,88005	0,87965
22	1,01800	0,94225	0,93965	0,93725	0,93540	0,93480
23	1,06645	0,91885	0,91815	0,91715	0,91365	0,91360
24	0,98855	0,82670	0,82370	0,82515	0,82135	0,82095
25	1,04450	0,89925	0,89875	0,89845	0,89480	0,89335
26	0,93770	0,81210	0,81055	0,80785	0,80255	0,80205
27	0,94915	0,80220	0,79715	0,79785	0,79185	0,78995
28	1,07310	0,91665	0,91345	0,91280	0,91145	0,91075
29	1,02115	0,87510	0,87385	0,87040	0,86745	0,86800
30	1,09445	0,95265	0,95120	0,90475	0,94585	0,94715
x	1,01974	0,88269	0,87770	0,87416	0,87184	0,87077
SD	0,06075	0,06968	0,07152	0,06952	0,07076	0,07117

Табела 10 - А.

Растворена маса Δm (во гр.) на примероците тип 3 од глас јономер цемент по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ГЈ-3	Δm_1	Δm_7	Δm_{14}	Δm_{21}
1	0,04125	0,04285	0,04485	0,04690
2	0,00670	0,02050	0,02370	0,04490
3	0,00630	0,00700	0,01095	0,01280
4	0,00580	0,00500	0,00865	0,00960
5	0,00645	0,00615	0,00740	0,00720
6	0,01015	0,01460	0,02185	0,02450
7	0,00525	0,00785	0,00905	0,00660
8	0,00280	0,00400	0,00860	0,00680
9	0,00235	0,00425	0,00695	0,00765
10	0,01120	0,01660	0,02140	0,02300
11	0,00190	0,00475	0,00935	0,00985
12	0,00505	0,00540	0,00935	0,00960
13	0,00980	0,01545	0,02510	0,02030
14	0,00125	0,00380	0,01040	0,01340
15	0,00270	0,00485	0,00710	0,00755
16	0,00310	0,00385	0,00655	0,00670
17	0,00125	0,00255	0,00610	0,00625
18	0,00205	0,00235	0,00625	0,00660
19	0,00125	0,00255	0,00850	0,00930
20	0,00210	0,00480	0,00600	0,00650
21	0,00170	0,00275	0,00615	0,00655
22	0,00260	0,00500	0,00685	0,00745
23	0,00070	0,00170	0,00520	0,00525
24	0,00300	0,00155	0,00535	0,00575
25	0,00050	0,00080	0,00445	0,00590
26	0,00155	0,00425	0,00955	0,01005
27	0,00505	0,00435	0,01035	0,01225
28	0,00320	0,00385	0,00520	0,00590
29	0,00125	0,00470	0,00765	0,00710
30	0,00145	0,04790	0,00680	0,00550
x	0,00499	0,00853	0,01086	0,01192
SD	0,00743	0,01108	0,00853	0,01049

Табела 11.

Маса (во гр) на примероците тип 3 од хибрид цемент измерена пред сушење (m), по сушење (m_0) и по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ХБ-3	m	m_0	m_1	m_7	m_{14}	m_{21}
1	0,91155	0,88535	0,87330	0,86245	0,85970	0,85930
2	0,83335	0,78565	0,78355	0,78650	0,78350	0,77980
3	0,97765	0,94015	0,93740	0,92760	0,92660	0,92600
4	0,92330	0,89945	0,88700	0,87960	0,87660	0,87635
5	1,16680	1,13105	1,12785	1,11925	1,11655	1,11580
6	1,12155	1,10150	1,09915	1,09865	1,09795	1,09715
7	0,89485	0,86970	0,86920	0,85125	0,84920	0,84845
8	1,07805	1,04755	1,04565	1,04360	1,04275	1,04185
9	0,93315	0,90665	0,89980	0,88450	0,87960	0,87840
10	0,97885	0,95365	0,94985	0,94190	0,93985	0,93940
11	1,02590	0,98495	0,97985	0,97520	0,96980	0,96635
12	1,10815	1,06240	1,06085	1,05915	1,05885	1,05845
13	0,80635	0,77265	0,77035	0,76790	0,76385	0,76270
14	1,03745	0,97680	0,97485	0,96845	0,96460	0,96285
15	1,10150	1,08455	1,08320	1,08265	1,08185	1,08170
16	1,09105	1,07525	1,07365	1,07295	1,07180	1,07135
17	1,04350	1,00165	0,99850	0,98840	0,98815	0,98825
18	0,98645	0,96275	0,96055	0,95880	0,95810	0,95825
19	0,96515	0,94650	0,94330	0,94285	0,93955	0,93785
20	0,94665	0,92930	0,92780	0,92490	0,92435	0,92410
21	0,92380	0,89020	0,88905	0,88860	0,88810	0,88980
22	0,91505	0,89970	0,89535	0,89260	0,89210	0,89155
23	1,06780	1,04385	1,04320	1,04310	1,04355	1,04315
24	1,02435	1,01135	1,01015	1,00965	1,00915	1,00885
25	0,88965	0,86320	0,86065	0,85885	0,85635	0,85455
26	1,06855	1,04600	1,04525	1,04485	1,04450	1,04425
27	1,02340	1,00495	0,99985	0,99815	0,99735	0,99615
28	1,09115	1,08215	1,08155	1,08085	1,07970	1,07955
29	0,88905	0,85785	0,85595	0,85485	0,85280	0,85150
30	0,85640	0,83975	0,83815	0,83855	0,83685	0,83615
x	0,98935	0,96188	0,95883	0,95489	0,95312	0,95233
SD	0,09398	0,09520	0,09591	0,09671	0,09739	0,09766

Табела 11 - А.

Растворена маса Δm (во гр.) на примероците тип 3 од хибрид цемент по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ХБ-3	Δm_1	Δm_7	Δm_{14}	Δm_{21}
1	0,01205	0,02290	0,02565	0,02605
2	0,00210	-0,00085	0,00215	0,00585
3	0,00275	0,01255	0,01355	0,01415
4	0,01245	0,01985	0,02285	0,02310
5	0,00320	0,01180	0,01450	0,01525
6	0,00235	0,00285	0,00355	0,00435
7	0,00050	0,01845	0,02050	0,02125
8	0,00190	0,00395	0,00480	0,00570
9	0,00685	0,02215	0,02705	0,02825
10	0,00380	0,01175	0,01380	0,01425
11	0,00510	0,00975	0,01515	0,01860
12	0,00155	0,00325	0,00355	0,00395
13	0,00230	0,00475	0,00880	0,00995
14	0,00195	0,00835	0,01220	0,01395
15	0,00135	0,00190	0,00270	0,00285
16	0,00160	0,00230	0,00345	0,00390
17	0,00315	0,01325	0,01350	0,01340
18	0,00220	0,00395	0,00465	0,00450
19	0,00320	0,00365	0,00695	0,00865
20	0,00150	0,00440	0,00495	0,00520
21	0,00115	0,00160	0,00210	0,00040
22	0,00435	0,00710	0,00760	0,00815
23	0,00065	0,00075	0,00030	0,00070
24	0,00120	0,00170	0,00220	0,00250
25	0,00255	0,00435	0,00685	0,00865
26	0,00075	0,00115	0,00150	0,00175
27	0,00510	0,00680	0,00760	0,00880
28	0,00060	0,00130	0,00245	0,00260
29	0,00190	0,00300	0,00505	0,00635
30	0,00160	0,00120	0,00290	0,00360
x	0,00306	0,00700	0,00876	0,00956
SD	0,00290	0,00671	0,00750	0,00769

Табела 12.

Маса (во гр.) на примероците поликарбоксилат цемент тип 3 измерена пред сушење (m), по сушење (m_0) и по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ПК-3	m	m_0	m_1	m_7	m_{14}	m_{21}
1	1,10585	1,05700	1,04135	1,02800	1,02470	1,02410
2	1,13725	1,09055	1,08340	1,07840	1,07430	1,06605
3	1,11865	1,06370	1,04810	1,04230	1,03900	1,03500
4	1,31385	1,26275	1,25595	1,24935	1,23955	1,22335
5	1,10065	1,05920	1,05410	1,04925	1,04715	1,04445
6	1,24370	1,19100	1,17960	1,16845	1,16665	1,15925
7	0,97740	0,93280	0,92640	0,91805	0,90585	0,90045
8	1,13550	1,09225	1,08850	0,99850	0,98920	0,97900
9	1,08055	1,03075	1,02930	1,02370	1,02190	1,01610
10	1,30765	1,26235	1,25575	1,25050	1,24650	1,23970
11	1,19650	1,13400	1,12965	1,12715	1,12595	1,12405
12	1,23550	1,18755	1,18485	1,18270	1,18055	1,17980
13	0,99325	0,92810	0,92355	0,91980	0,91630	0,91290
14	1,24615	1,12020	1,11365	1,11045	1,10980	1,10795
15	1,21525	1,16955	1,16480	1,15985	1,15875	1,15515
16	0,96860	0,93285	0,92975	0,92620	0,93210	0,91825
17	1,26415	1,21980	1,21740	1,21580	1,21360	1,20715
18	1,22805	1,18235	1,17985	1,17745	1,17615	1,17475
19	0,99075	0,95150	0,94680	0,93985	0,93415	1,09270
20	1,15510	1,10445	1,09875	1,09670	1,09345	1,09225
21	1,18250	1,14990	1,14565	1,14415	1,14280	1,14015
22	1,16450	1,09795	1,09185	1,08865	1,08680	1,08265
23	1,08425	1,05250	1,04845	1,04550	1,04495	1,04245
24	1,24465	1,19925	1,19555	1,18950	1,18745	1,17980
25	1,13560	1,10770	1,10425	1,10265	1,09945	1,09675
26	1,11020	1,08620	1,08095	1,07260	1,06865	1,06425
27	0,99570	0,96685	0,96120	0,95985	0,94535	0,94015
28	1,20265	1,17345	1,16885	1,16225	1,15935	1,15780
29	0,97085	0,92850	0,92245	0,91660	0,91340	0,89825
30	1,14220	1,09565	1,09315	1,08950	1,08790	1,08365
x	1,14158	1,09436	1,08880	1,08112	1,07772	1,07794
SD	0,10150	0,09827	0,09844	0,09997	0,10075	0,0978

Табела 12 - А.

Растворена маса Δm (во гр) на примероците тип 3 од поликарбоксилат цемент по држење во дестилирана вода во период од 1, 7, 14 и 21 ден

ПК-3	Δm_1	Δm_7	Δm_{14}	Δm_{21}
1	0,01565	0,02900	0,03230	0,03290
2	0,00715	0,01215	0,01625	0,02450
3	0,01560	0,02140	0,02470	0,02870
4	0,00680	0,01340	0,02320	0,03940
5	0,00510	0,00995	0,01205	0,01475
6	0,01140	0,02255	0,02435	0,03175
7	0,00640	0,01475	0,02695	0,03235
8	0,00375	0,09375	0,10305	0,11325
9	0,00145	0,00705	0,00885	0,01465
10	0,00660	0,01185	0,01585	0,02265
11	0,00435	0,00685	0,00805	0,00995
12	0,00270	0,00485	0,00700	0,00775
13	0,00455	0,00830	0,01180	0,01520
14	0,00655	0,00975	0,01040	0,01225
15	0,00475	0,00970	0,01080	0,01440
16	0,00310	0,00665	0,00075	0,01460
17	0,00240	0,00400	0,00620	0,01265
18	0,00250	0,00490	0,00620	0,00760
19	0,00470	0,01165	0,01735	-0,14120
20	0,00570	0,00775	0,01100	0,01220
21	0,00425	0,00575	0,00710	0,00975
22	0,00610	0,00930	0,01115	0,01530
23	0,00405	0,00700	0,00755	0,01005
24	0,00370	0,00975	0,01180	0,01945
25	0,00345	0,00505	0,00825	0,01095
26	0,00525	0,01360	0,01755	0,02195
27	0,00565	0,00700	0,02150	0,02670
28	0,00460	0,01120	0,01410	0,01565
29	0,00605	0,01190	0,01510	0,03025
30	0,00250	0,00615	0,00775	0,01200
x	0,00556	0,01323	0,01663	0,01641
SD	0,00334	0,01620	0,01785	0,03547

8. ЛИТЕРАТУРА

1. al-Favaz A, Gerzina TM, Hume WR. Movement of resin cement components through acid-treated dentin during crown cementation in vitro. *J Endod* 1993; 19(5): 219-23.
2. Akase K, Yatani H, Kondo Y, Yamashita A. Influence of luting materials on marginal fitness and tensile strength of full veneer crowns: Comparison between conventional dental cements and adhesive luting resins. *Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 1989; 33(1): 8-16. (abstr.)
3. Antonucci JM, McKinney JE, Stansbury JW. Resin-modified glass-ionomer cement. US Patent Application 160856, 1988.
4. Ayad MF, Rosenstiel SF, Woelfel JB. The effect of recementation on crown retention. *Int J Prosthodont* 1998; 11(2): 177-82.
5. Бајевска Ј, Мирчев Е. Прилог кон подобро то рабно затворање на коронките. *Макед Стоматол Прегл* 1994; 18(3-4): 124-7.
6. Bass EV, Kafalias MC. Systematized procedure of crown preparation. *J Proshet Dent* 1989; 62(4): 400-05.
7. Black S, Amooore JN. Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crowns. *Physiol Meas* 1993; 14(3): 387-92. (abstr.)
8. Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int* 2002; 33(2): 95-100.
9. Campagni WV, Wright W, Martinoff JT. Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. *J Prosthet Dent* 1986; 55 (3): 324-8.

10. Carter SM, Wilson PR. The effect of die-spacing on crown retention. *Int J Prosthodont* 1996; 9(1): 21-9.
11. Christensen GJ. Glass-ionomer as a luting material. *JADA* 1990; 120(1): 59-62.
12. Covey DA, Kent DK, St Germain HA Jr, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 344-8. (abstr.)
13. Curtis SR, Richards MW, Meiers JC. Early erosion of glass-ionomer cement at crown margins. *Int J Prosthodont* 1993; 6(6): 553-7.
14. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet dent* 2005; 94(6): 520-9.
15. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81(2): 135-41.
16. Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. The effect of film thickness on the tensile bond strength of a prosthodontic adhesive. *J Prosthet Dent* 1991; 66(5): 614-18.
17. Dimashkieh MR, Davies EH, von Fraunhofer JA. Measurement of the cement film thickness beneath fill crown restorations. *Br Dent J* 1974; 137: 281-4.
18. Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20(3): 197-9, 202-8.
19. Eichner K. Zahnärztliche werkstoffe und ihre verarbeitung. Dr. Alfred Hutig Verlag, Heidelberg, 1981.
20. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 357-64.

21. Fitzig S, Eli I. Repair of an overcontoured cemented crown. *J Prosthet Dent* 1987; 58 (5): 558-9.
22. Гиговски Н. Иследување ин витро на дебелината на цементниот слој по цементирање артифицијални забни коронки со цинк-фосфатен цемент Цегал и глас-јономер Мерон. Магистерски труд. Стоматолошки факултет, Универзитет "Св. Кирил и Методиј", Скопје, 1998.
23. Гиговски Н. Влијанието на конзистенцијата на средството за дефинитивно цементирање при позиционирањето на артифицијалната фикснопротетичка конструкција. 2. Конгрес на стоматолозите од Македонија (Апстракт), Здружение на стоматолозите од Македонија, Охрид, 1998: 220.
24. Гиговски Н. Цементирање на фикснопротетички изработки. 5. Конгрес на Балканското Стоматолошко здружение (Апстракт), Балканско Стоматолошко Здружение, Солун, 2000: 11. (англиски).
25. Гиговски Н, Петкова Е, Шабанов Е, Дејаноски К. Процена на конвергенцијата меѓу спротивни вертикални страни кај препарирани заби. 3. Конгрес на стоматолозите од Македонија (Апстракт), Здружение на стоматолозите од Македонија, Охрид, 2002.
26. Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent* 1992; 68(2): 269-74.
27. Grajower R, Lewinstein I, Zeltser C. The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. *J Oral Rehabil* 1985; 12: 235-45.
28. Hersek NE, Canay S. In vivo solubility of three types of luting cements. *Quintessence Int* 1966; 27 (3): 211-16.
29. Hoard RJ, Caputo AA, Contino RM, Koenig ME. Intracoronary pressure during crown cementation. *J Prosthet Dent* 1978; 40 (5): 520-5.

30. Holmes RJ, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62 (4): 405-8.
31. Holz J. Principes d'une rehabilitation orale raisonable. *Rev mens Suisse odonto-stomatol* 1978; 88(9): 935-43.
32. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990; 64 (6): 636-42.
33. International Standard ISO No. 1566: Dental zinc phosphate cements; 1987.
34. International Standard ISO No. 7489: Dental glass polyalkenoate cements; 1986.
35. Ivančević-Medić V. Intracoronar hydraulic pressure during crown cementation. Book of abstracts, II Congress of the Balcan Stomatological Society, Belgrade 1997, 159.
36. Иванов С. Материалознание за стоматолози. Полиграф, Пловдив, 1997.
37. Jacobs MS, Windeler SA. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 436-41.
38. Jones DW. Dental cements: an update. *J Can Dent Assoc* 1998; 64 (8).
39. Jones DW. Dental cements: a further update. *J Can Dent Assoc* 1998; 64 (11): 788-9.
40. Jorgensen KD. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 1960; 18: 480-9.

41. Jorgensen KD. Structure of the film of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 1960; 18: 491-8.
42. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *J Prosthodont* 2000; 9(4): 201-9.
43. Kan KC, Messer LB, Messer HH. Variability in cytotoxicity and fluoride release of resin-modified glass-ionomer cements. *J Dent Res* 1997; 76(8): 1502-7.
44. Karadžov O, Kezele D, Kuburović D. Materijali za zubne ispune. Univerzitet u Beogradu, Beograd, 1997.
45. Karadžov O, Adamov-Lazin J, Stojanović-Ajduković M. Ispitivanje nelečenih zuba pod veštačkim kronicama u okviru fiksnih protetskih radova. *Stom Gl Srb* 1970; decembar: 340-45.
46. Kawahara H, Imanishi Y, Oshima H. Biological evaluation on glass-ionomer cement. *J Dent Res* 1979; 58(3):1080-6.
47. Kay GW, Jablonski DA, Dogon IL. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: A computer simulation study. *J Prosthet Dent* 1986; 55(1): 13-8.
48. Keith ET. Fixed prosthodontics. Year Book Medical Publishers, Chicago, 1984.
49. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont* 1993; 6 (6): 585-91.
50. Knobloch LA, Kerby RE, McMillen K, Clelland N. Solubility and sorption of resin-based luting cements. *Oper Dent* 2000 ; 25 (5): 434-40.
51. Koyano E, Iwaku M, Fusayama T. Pressuring techniques and cement thickness for cast restorations. *J Prosthet Dent* 1978; 40 (5): 544-8.

52. Круниќ Н, Алексов Љ, Станковиќ С. Анализа на некои карактеристики на брусените заби значајни за ретенцијата на вештачките коронки. Макед Стоматол Прегл 2002; XXVI (1- 4): 48-54.
53. Kydd WL, Nicholls JJ, Harrington G, Freeman M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: An in vivo study. J Prosthet Dent 1996; 75(1): 9-13.
54. Lange F. Experiments on cementation of crowns. Tandlægebladet 1955; 59: 181-96 (engl abstract).
55. Leevailoj C, Platt JA, Cohran MA, Moore BK. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glas ionomer and other luting agents. J Prosthet Dent 1998; 80: 699-707.
56. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent 1999; 81 (5): 597-609.
57. Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, Hebl L. Longevity of fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1997; 78(2): 127-31.
58. Lofstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. J Prosthet Dent 1989; 61(6): 664-69.
59. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. Clin Oral Impl Res 2002; 13: 343-8.
60. Mash LK, Beninger CK, Bullard JT, Staffanou RS. Leakage of various types of luting agents. J Prosthet Dent 1991; 66 (6): 763-6.
61. Mausner IK, Golgstein GR, Georgescu M. Effect of two desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. J Prosthet Dent 1996; 75 (2): 129-34.

62. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131: 107-11.
63. McLean JW, Nicholson J, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence International* 1994; 25 (9): 587-9.
64. Mesu FP. Degradation of luting cements measured in vitro. *J Dent Res* 1982; 61 (5): 665-72.
65. Miller DG, Tjan HL. The internal escape channel: a solution to incomplete seating of full cast crowns. *JADA*, 1982; 104: 322-4.
66. Мирчев Е. Клиника на фиксната стоматолошка протетика. НИП Студентски збор, Скопје, 1996.
67. Мирчев Е. Прилог кон смалување на пародонталните промени на носачи предизвикани од фикснопротетички изработки. *Макед Стоматол Прегл* 1980; 4 (3-4): 101-7.
68. Mitchell CA, Abbariki M, Orr JF. The influence of luting cement on the probabilities of survival and models of failure of cast full-coverage crowns. *Dent Mat* 2000; 16(3): 198-206.
69. Mitra SB. In vitro fluoride release from a light cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 1991; 70(1): 75-8.
70. Moore JA, Barghi N, Brukl CE, Kaiser DA. Marginal distortion of cast restorations induced by cementation. *J Prosthet Dent* 1985; 54(3): 336-40.
71. Morando G, Leupold RJ, Meiers JC. Measurement of hydrostatic pressures during simulated post cementation. *J Prosthet Dent* 1995; 74 (6): 586-90.
72. Mount GJ. An atlas of glass-ionomer cements. Martin Dunitz Ltd, London, 2002.

73. Obradović-Duričić K. Glass ionomer cements in prosthetic dentistry. *Balk J Stom* 1997; Vol. 1: 60-3.
74. O'Brien W. Dental materials and their selection. Quintessence Publishing Co, Inc. Quintessence Books, 2002.
75. Oilo G. Luting cements: a review and comparison. *Int Dent J* 1991; 41(2): 81-8.
76. Oliveira JF, Ishikiriama A, Vieira DF, Mondelli J. Influence of pressure and vibration during cementation. *J Prosthet Dent* 1979; 41(2): 173-7.
77. Ozcan M, Gemalmaz D, Yorus B. Determination of mechanism for erosion of glass-ionomer cements in organic-buffer solutions. 5th Congress of the Balkan Stomatological Society (Abstracts); Balkan Stomatological Society, Thessaloniki, 13-16 April, 2000: 125.
78. Parker MH, Malone KH, Trier AC, Striano TS. Evaluation of resistance form for prepared teeth. *J Prosthet Dent* 1991; 66(6): 730-33.
79. Петкова Е. Влијание на местоположбата на вештачката забна коронка врз здравјето на пародонциумот. (Дисертација). Стоматолошки факултет, Скопје, 1989.
80. Pilo R, Cardash HS, Baharav H, Helft M. Incomplete seating of cemented crowns: a literature review. *J Prosthet Dent* 1988; 59(4): 429-33.
81. Pilo R, Cardash S. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 79(6): 621-5.
82. Phillips RW, Swartz ML, Lunds MS, Moore BK, Vickery J. In vivo disintegration of luting cements. *J Am Dent Assoc* 1987; 114(4): 489-92.
83. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analyses. *Int J Prosthodont* 2003; 16(1): 82-90.

84. Reeves WG. Restorative margin placement and periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991; 66(6): 733-35.
85. Revised American National Standards Institute / American Dental Association Specification No. 8 for Zinc Phosphate Cement. *JADA* 1988; 117: 843-8.
86. Richter WA, Ueno H. Relationship of crown margin placement to gingival inflammation. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 156-61.
87. Rosenstiel SF, Gegauff GA. Improving the cementation of complete cast crowns: a comparison of static and dynamic sealing methods. *JADA* 1988; 117: 843-8.
88. Rosin M, Splieth C, Wilkens M, Meyer G. Effect of cement type on retention of a tapered post with a self-cutting double thread. *J Dent* 2000; 28(8): 577-82 (abstr.).
89. Ruse ND. What is a "compomer"? *J Can Dent Assoc* 1999; 65: 500-4.
90. Schmitt S, Brown F. A rationale for management of the dentogingival junction. *J Prosthet Dent* 1989; 62 (4): 381-5.
91. Schwartz NL, Whitsett LC, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 1970; 81: 1395-1401.
92. Shillingburg TH, Hobo S, Whitsett DL, Jacobi R, Brackett ES. Fundamentals of fixed prosthodontics. Third Edition. Quintessence Publishing Co, Chicago, Berlin, London, Tokyo, São Paulo, Moscow, Prague and Warsaw, 1997.
93. Shimada Y, Kondo Y, Inokoshi S, Tagami J, Antonucci JM. Demineralizing effect of dental cements on human dentin. *Quintessence Int* 1999; 30(4): 267-73.
94. Smith DC. A new dental cement. *Br Dent J* 1968; 124: 381-4.

95. Шабанов Е. Промени во пародонциумот по експериментално предизвикана трауматска оклузија: стереолошка и хистолошка студија кај стаорци. (Дисертација). Стоматолошки факултет, Скопје, Македонија, 1983: 55.
96. Шоптрајанов Б, Јовановски Г, Андреева Л, Стефов В. Физичка хемија I и физичка хемија II - практикум (второ издание). Универзитет "Св. Кирил и Методиј", Природно-математички факултет, Скопје, 2003.
97. Strutz JM, White SN, Yu Z, Kane CL. Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. J Prosthet Dent 1994; 72: 128-32.
98. Suthers DM, Wise DM. Influence of cementing medium on the accuracy of the remount procedure. J Prosthet Dent 1982; 47: 377-83.
99. Suvín M, Kosovel Z. Fiksna protetika. Školska knjiga, Zagreb, 1980.
100. Tan K, Ibbetson R. The effect of cement volume on crown seating. Int J Prosthodont 1996; 9: 445-51.
101. Theuniers G, De Clercq M. Finishing procedures for the preparation of crown margins. J Prosthet Dent 1987; 58 (5): 545-52.
102. Utz KH, Gruner M, Voithknecht R. Zervikale diskrepanzen und randschlusdichte von vollguskronen in abhangigkeit vom befestigungszement. Dtsch Zahnarzt Z 1989; 44 (11): 901-4.
103. van der Voorde A, Gerdt GJ, Murchinson DF. Clinical uses of glass ionomer cement : a literature revucw. Quintessence Int 1988; 19(1): 53-61.
104. van Nortwick WT, Gettleman L. Effect of internal relief, vibration and venting on the vertical seating of cemented crowns. J Prosthet Dent 1981; 45(4): 395-9.

105. Vojinović MJ. Glas-jonomer cementi u stomatologiji. Nauka, Beograd, 1996.
106. Vujošević LJ, Stamenković D, Obradović-Duričić K, Pavlović G, Popović G. Stomatološki materijali. Medicinska knjiga-Medicinske komunikacije, Beograd, 1997.
107. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent* 1992; 67(6): 786-90.
108. Wassell RW, Barker D, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: try-in and cementation of crowns. *Br Dent J* 2002; 193(1): 17-28.
109. White SN, Ingles S, Kipnis V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71(3): 257-64.
110. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 1995; 74(1): 25-32.
111. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71(4): 333-8.
112. White SN, Zhaokun Y. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992; 67 (6): 782-5.
113. White SN, Zhaokun Y. The effect of adhesive luting agent - dentinal surface interaction on film thickness. *J Prosthet Dent* 1992; 69(1): 49-52.
114. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972; 132: 133-5.
115. Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont* 1990; 3(5): 425-9.

116. Wilson PR, Goodkind RJ, DeLong R, Sakaguchi R. Deformation of crowns during cementation. *J Prosthet Dent* 1999; 64: 601-9.
117. Wilson PR. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6): 560-4.
118. Wilson PR. Cementation of vented crowns with low deformation. *Aust Dent J* 1996; 41(1): 28-32 (abstr.)
119. Windeler SA. Powder enrichment effects on film thickness of zinc phosphate cement. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 299-303.
120. Wiskott HW, Belser UC, Scherrer SS. The effect of film thickness and surface texture on the resistance of cemented extracoronal restorations to lateral fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1999; 12(3): 255-62.
121. Wu JC, Wilson PR. Optimal cement space for resin luting cements. *Int J Prosthodont* 1994; 7(3): 209-14.
122. Yamashita J, Shiozawa I, Takakuda K, Miyairi H. Deformation of restoration and fracture of luting cement film. *J Dent* 1998; 26(5-6): 459-66.
123. Yearn JA. The implications of assessment criteria for the dental industry. *Quintessence Int* 1987; 18(8): 553-7
124. Yu Z, Strutz JM, Kipnis V, White SN. Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J Prosthet Dent* 1995; 4(4): 251-5.
125. Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent* 2003; 89(6): 565-71.