

УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ
КЛИНИКА ЗА СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА

Гиговски К. Никола

ИСЛЕДУВАЊЕ *IN VITRO* НА ДЕБЕЛИНАТА НА ЦЕМЕНТНИОТ
СЛОЈ ПО ЦЕМЕНТИРАЊЕТО АРТЕФИЦИЈЕЛНИ ЗАБНИ
КОРОНКИ СО ЦИНК-ФОСФАТЕН ЦЕМЕНТ ЦЕГАЛ И
ГЛАС-ЈОНОМЕР MERON

– МАГИСТЕРСКИ ТРУД –

Скопје, 1998

УНИВЕРЗИТЕТ "СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ" - СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ
КЛИНИКА ЗА СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА

Гиговски К. Никола

ИСЛЕДУВАЊЕ IN VITRO НА ДЕБЕЛИНАТА НА ЦЕМЕНТНИОТ
СЛОЈ ПО ЦЕМЕНТИРАЊЕТО АРТЕФИЦИЈЕЛНИ ЗАБНИ
КОРОНКИ СО ЦИНК-ФОСФАТЕН ЦЕМЕНТ "ЦЕГАЛ" И
ГЛАС-ЈОНОМЕР "MERON"

- МАГИСТЕРСКИ ТРУД -

Ментор, проф. д-р сци. Ерол Шабанов

Скопје, 1998

СОДРЖИНА

Кратка содржина	1
Abstract	3
1. Вовед	5
2. Средства за цементирање користени при испитувањето	9
2.1. Цинк-фосфатен цемент	10
2.2. Глас-јономер цемент	12
3. Преглед на досегашните сознанија	19
3.1. Техники на мерење	19
3.2. Фактори кои ја детерминираат дебелината на цементниот слој (ЦС)	22
3.3. Изведени испитувања	28
4. Цели на испитувањето	35
5. Материјал и метод на работа	36
6. Резултати	41
6.1. Измерена дебелина на цементниот слој (ЦС) на тестираните примероци	42
6.2. Тестирање на влијанието на конзистенцијата	46
6.3. Тестирање на влијанието на мерните техники	49

7. Дискусија	53
8. Заклучоци	63
9. Литература	65

КРАТКА СОДРЖИНА

Завршна фаза во фиксно-протетичката терапија е цементирање на техничката конструкција врз препарираниите носечки заби со што се добива една интегрирана функционална целина. Успешното поврзување меѓу овие две структури е директно поврзано со постигнувањето минимална дебелина на цементниот слој (ЦС). Изведеното истражување на овој слој опфати:

- мерење на неговата дебелина кај 2 најчесто користени средства за дефинитивно цементирање - цинк-фосфатен цемент "Цегал НВ" и глас-јономер "Мероп",

- испитување и анализа на влијанието на промената на конзистенцијата како еден од факторите што ја детерминираат неговата дебелина,

- процена и споредба на резултатите добиени со различните техники за негово мерење.

Во методот за работа се користеа 2 експериментални техники. Со т.н. "сендвич" техника што ја препорачува Америчката дентална асоцијација (АДА) се измери дебелината на ЦС меѓу две рамни стаклени плочки, а со втората техника се симулираа клиничките услови преку мерење на елевацијата на коронката предизвикана од цементот при нејзиното позиционирање врз препарираниите заби групично. Со микрометар-компаратор се измерија вкупно 120 примероци, по 60 со секоја техника. Промената на конзистенцијата се изведе со одземање, односно додавање 1/4 прашок на оптимално пропишаниот сооднос така што и кај двата цемента се формираа испитувани групи со ретка, оптимална и густа конзистенција, а при цементирањето се аплиира компресивна сила од 100 N (Њутни). Разликата во измерената висина по и пред цементирањето ја претставува дебелината на ЦС.

Кај групите со оптимална конзистенција со "сендвич" техниката се измери ЦС со просечна дебелина од $26,4 \pm 5,4$ μm кај цинк-фосфатниот цемент, а $52,3 \pm 12,7$ μm кај глас-јономерот, додека кај клинички симулираната техника резултатите изнесуваат $28,9 \pm 9,5$ μm , односно $69,6 \pm 15,9$ μm .

Двата типа цемента при замешување со поретка конзистенција покажаа намалување на дебелината на ЦС, додека густата конзистенција резултираше со пораст на истиот. Притоа, со ретката конзистенција се формира дебелина на ЦС од $15,1 \pm 4,5$ μm при мерење со "сендвич" техниката и $19,5 \pm 9,6$ μm со клинички симулираната техника кај "Цегал НВ", а $19,0 \pm 4,0$ μm и $23,7 \pm 7,3$ μm кај "Мегон". При густа конзистенција кај цинк-фосфатниот цемент се измери вредност од $231,1 \pm 22,8$ μm со "сендвич" техниката и $302,5 \pm 86,2$ μm со клинички симулираната техника, а кај глас-јономерот $103,8 \pm 11,0$ μm односно $159,7 \pm 30,9$ μm .

Во однос на експерименталните техники измерените вредности со "сендвич" техниката по АДА се помали споредено со резултатите на мерењата со клинички симулираната техника, но анализата на овие разлики покажа статистичка сигнификантност ($p < 0,05$) само кај густата конзистенција на обата цемента и оптималната конзистенција на глас-јономерот "Мегон".

Резултатите од испитувањето наведуваат да препорачаме:

- контролата и реоклузијата на оклузалните контакти на фиксно-протетичката конструкција со антагонистите, при проба во устата, да се изведува со нејзино поставување на забите носачи со паста за привремено цементирање која со сопствената дебелина на ЦС ќе ја позиционира реставрацијата во сличен сооднос како и дефинитивниот цемент,

- постојано внимателно дозирање на компонентите прашок/течност при спремање на мешавината за дефинитивно цементирање.

ABSTRACT

CEMENT THICKNESS EXAMINED *IN VITRO* AFTER ARTEFICIAL DENTAL CROWN ATTACHMENT USING ZINC-PHOSPHATE CEMENT CEGAL AND GLASS-IONOMER MERON

Attachment of the fixed prosthodontic framework is the final procedure with the task of achieving functional integrity between two different structures. Favourable attachment between the arteficial structure and the abutment is directly related to optimal cement thickness.

Investigation of cement thickness included:

- measurement of two cement thickness - zinc-phosphate cement Cegal NV and glass-ionomer Meron;
- analyses of influence of consistency rate as a factor determining cement thickness;
- evaluation and comparison of results achieved by different measurement techniques.

Two experimental techniques were used. "Sandwich" technique, recommended by ADA was used for measurement of cement thickness between two flat glass plates. The other technique was employed to achieve clinical condition simulation by measurement of crown elevation caused by cement medium. A total of 120 specimens, equally divided on both techniques, were measured using a micrometer-comparator. Differences of consistency were achieved by 1/4 of the powder addition or subtraction. Both cements were divided into three groups: thin, optimal and thick consistency. Compressive force of 100 N (Newton) was applied during cementation. The vertical height difference of the values after and before cementation represents the cement thickness.

In the groups with optimal cement consistency, using "sandwich" technique, a cement thickness of $26,4 \pm 5,4 \mu\text{m}$ for zinc-phosphate cement and $52,3 \pm 12,7 \mu\text{m}$ for glass-ionomer were measured. Using the simulation technique, the following results were achieved: $28,9 \pm 9,5 \mu\text{m}$ and $69,6 \pm 15,9 \mu\text{m}$, respectively.

When cementing with thin consistency mixture, the cement thickness decreased, and v.s. when cementing with thick consistency mixture, the cement thickness increased. Using the "sandwich" technique for measurement, with the thick consistency, cement thickness values of $15,1 \pm 4,5 \mu\text{m}$ and $19,0 \pm 4,0 \mu\text{m}$ were achieved; when clinical simulation technique method was used, in the groups cemented with Cegal NV and Meron, $19,5 \pm 9,6 \mu\text{m}$ and $23,7 \pm 7,3 \mu\text{m}$ were measured, respectively.

As to thick consistency, when zinc-phosphate was concerned, the "sandwich" technique measurement revealed the value of $231,1 \pm 22,8 \mu\text{m}$, while the

clinical simulation technique - $302,5 \pm 86,2 \mu\text{m}$. For glass-ionomer cement values of $103,8 \pm 11,0 \mu\text{m}$ and $159,7 \pm 30,9 \mu\text{m}$ were measured.

Considering the comparison of experimental models, values obtained by the "sandwich" technique when compared to those obtained by the clinical simulation technique are lower, but analyses of these differences revealed statistical significance for both cements only in the thick consistency groups and for glass-ionomer in the optimal consistency group ($p < 0,05$).

Our results suggest the following precautions:

- re-occlusion of the fixed prosthodontic framework during try-on procedure should be performed so that it is attached onto the abutments with a temporary cement. The temporary cement thickness will position the restoration in a similar relation as that to be achieved by the permanent cement;
- thorough control of the powder/liquid ratio during preparing the permanent cement mixture.

1. ВОВЕД

Самото име “ фиксно-протетички изработки” кажува дека битен фактор за нивно правилно биолошко функционирање е потребата за цврсто меѓусебно спојување на одделни и различни структури. Секоја ваква изработка се состои од два дела и тоа: техничка конструкција која ја сочинуваат артефициелните забни коронки, поединечно или заедно со телото на мостот и биофундамент, претставен со забните трупчиња како носачи на супраструктурата. Нивното дефинитивно меѓусебно спојување се изведува со постапка наречена цементирање. Цементирањето, по дефиниција, претставува исполнување на просторот меѓу коронката и забното трупче со цемент и фиксирање на конструкцијата на однапред определеното место (38).

Со тој чин за пациентот започнува периодот на користење на фиксно-протетичкото помагало. Целта и успехот на планираната терапија во најголема мерка зависат од степенот на интеграција меѓу техничката конструкција и биофундаментот, кои фиксирани со цементот во една целина ќе претставуваат функционална единица.

Постапката на цементирање е вообичаено едноставна и рутинска работа, но сепак носи одредена можност и ризик да се ком-

промитира целиот вложен труд на терапевтот и забниот техничар во случај техничката конструкција да не налегне потполно на забите носачи. Доброто налегнување на фиксно-протетичката конструкција е во директна корелација со постигнувањето минимална дебелина на цементниот слој кој има повеќекратна улога како:

- интермедиум кој ги спојува во една целина техничките и биолошките делови на фиксно-протетичката изработка;
- секундарна ретенција меѓу овие две структури;
- изолатор кој го запира пренесувањето на термичките дразби од оралниот простор преку металот на конструкцијата до препарираниите заби.

Воочувајќи го ваквото значење на цементниот слој, Американската дентална асоцијација (ADA) и Американскиот институт за национални стандарди (ANSI) во нивната заедничка сертификациона програма за стандардизација на материјали, опрема и инструменти во стоматологијата, со која формираат доктрина и даваат напатствија на производителите за карактеристиките на стоматолошките материјали, го вклучуваат и цементниот слој што се гледа во спецификацијата бр. 8 од оваа програма во која се пропишани два типа цинк-фосфатни цемента и тоа тип I, со фина гранулација (ситно зрнест), со максимално дозволена дебелина на цементниот слој до 25 μm и тип II, со средна гранулација и со дебелина на слојот до 40 μm (47). Цинк-фосфатниот цемент тип I се користи за финално цементирање на дефинитивни фиксно-протетички конструкции, а тип II како средство за времено затварање кавитети, како подлога и за привремено цементирање на конструкциите. Како дополнување, во спецификациите бр. 21 и бр.30 во тој сертификат се бара иста дебелина на слојот и за другите видови дентални цемента кои во последно време се повеќе му конкурираат на класичниот досега незаменлив цинк-фосфатен цемент.

Многу автори наведуваат дека точно и задоволително налегнување на коронката врз забното трупче формирано со прецизна проба и

упасување постои само до нејзиното цементирање со кое постигнатата интимност се нарушува и меѓу биолошкиот и техничкиот дел се добива помал или поголем микро простор (6, 20, 23, 34, 46, 49, 55, 61, 68). Со тоа коронката, односно мостот, се подигнува во вертикала па се јавува предвремен контакт со антагонистите (49). Рецепторите на периодонциумот, како исклучително осетливи тактилни елементи го регистрираат зголемувањето на висината и од само 10 μm (Lang, 1993, цитат според 38). Покрај субјективното непријатно чувство на пациентот, предвремениот контакт на вака цементираната конструкција со антагонистите доведува до појава на ексцесни оклузални сили и развој на клиничка слика на оклузална траума (70). Доколку овие сили, заради својата јачина и долготрајност, ги надминат компензаторните адаптивни можности на потпорниот комплекс на забите, ќе дојде до негова деструкција која, во крајна линија, ќе предизвика расклатување и губиток на забите.

Вертикалното подигнување, освен предвремениот контакт со антагонистите на ниво на оклузалните површини, предизвикува проблем и во пределот на субгингивалната демаркациона линија. Имено, во таков случај, работ на коронката не пропаѓа до границата на препарацијата, работното затварање не е интимно, па наместо благ, минимално нагласен преод, се појавува стапалка која во англосаксонската литература се нарекува хоризонтална маргинална дискрепанца. Оваа работна инконгруентност предизвикува директна иритација на сулкусот и маргиналната гингива и последователно на тоа нивна хронична инфламација (7, 14, 16, 54, 56, 57).

Покрај тоа, експонираниот цемент постапно се раствара под дејство на оралните флуиди со што се појавува предилекционо место за развој на кариозен процес (19, 30).

Вкупните негативни последици кои настануваат поради недоволното и лошо налегнување на фиксно-протетичката конструкција при нејзиното цементирање се следните:

- пореметување на планираните и со претходната проба

воспоставени оклузални односи што предизвикува оптоварување на забите носачи и антагонистите со сите консеквенци што од тоа произлегуваат за нивниот потпорен апарат;

- дистанцирање на гингивалниот раб на коронката од демаркационата линија на препарираниот заб по вертикала и хоризонтала што може да предизвика инфламација на околните мекоткивни структури, а карлес на цврстата забна супстанца;
- отежната функција, намалена ретенција, а во фронтот и естетски неуспех.

Заради наведените сознанија сметаме дека едно вакво истражување добива во важност не само поради тоа што евентуално би дало скроман придонес во расветлувањето на ова прашање, туку и како појдовна основа за негова понатамошна и подлабока експлорација.

2. СРЕДСТВА ЗА ЦЕМЕНТИРАЊЕ КОРИСТЕНИ ПРИ ИСПИТУВАЊЕТО

Средството за цементирање со кое се исполнува просторот меѓу коронката и забното трупче обезбедува со својата кохерентност само помошна, т.н. секундарна ретенција на фиксно-протетичката изработка, додека пак примарната ретенција се постигнува со паралелноста, поточно благата коничност на вертикалните препарирани површини на забот носач. Во зависност од тоа дали по одредено време прицврстената конструкција може лесно да се симне без да се оштети и деформира или пак не, разликуваме привремено и дефинитивно цементирање (38). Од аспект на дефинитивното цементирање одамна се познати особините кои треба да ги исполнува користеното средство (39):

- да не е штетно за пулпата, пародонциумот и цврстите забни ткива;
- да е отпорно на силите кои се јавуваат при функција на фиксно-протетичката конструкција;
- добро да адхерира за забното трупче и внатрешните ѕидови на коронката;

- да е стабилно во оралниот простор и да не се раствара во плунката
- да е добар термоизолатор;
- да не дејствува корозивно на легурите од кои се изработуваат фиксно-протетичките надоместоци.

Идеално средство за цементирање кое би ги задоволило сите наброени критериуми засега сепак не постои.

Денталната индустрија денес на пазарот нуди широка палета средства за дефинитивно цементирање од повеќе видови и тоа: цинк-фосфатни, цинк-поликарбоксилатни, глас-јономерни, хидроксилапатитни, композитни (разни деривати на бис глицидил метакрилат, БИС-ГМА) и нивни најразновидни меѓусебни комбинации (30).

Во ова испитување ќе се користат двата, моментно во практиката најупотребувани типови и тоа цинк-фосфатен и глас-јономерен цемент.

2.1. Цинк-фосфатен цемент

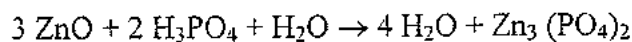
Цинк-фосфатниот цемент е одамна познат материјал кој во стоматологијата е и денес актуелен и широко се користи за дефинитивно цементирање на фиксно-протетички изработки, за привремено затворање кавитети и како подлога на трајните конзервативни полнења, а за прв пат е воведен во 1879 г. од Weston (според Karadžov и сор, 22) односно во 1885 г. (според Šutalo и сор, 53).

Составен е од прав и течност кои се мешаат, па се добива пластична маса која се врзува и стврдува. Прашокот се состои од цинк оксид (85-95%) со мали додатоци магнезиум оксид, силициум оксид и алуминиум оксид (53). При подолготрајна изложеност на воздух реагира со јаглен диоксидот и преминува во цинк карбонат без притоа

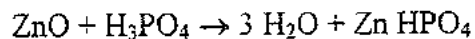
да го менува изгледот. Ваквиот прав при мешањето со киселината го губи врзаниот јаглен диоксид во вид на бројни меурчиња кои остануваат вградени во цементот правејќи го порозен и помалку отпорен.

Течноста е 40-70% раствор на ортофосфорна киселина во која има мали додатоци на цинк хидроксид и алуминиум хидроксид за корекција на времето на врзување на цементот. Овој раствор е хигроскопен, каптирајќи ја влагата се разблажува, поради што стврднувањето на цементот со ваквата течност е забрзано (39).

Со мешањето на правот и течноста настанува хемиска реакција при која се добиваат цинк фосфат и цинк ортофосфат (22):



цинк фосфат



цинк ортофосфат

Реакцијата е егзотермна, што заедно со јаката киселост, односно ниското рН уште повеќе ја потенцира осетливоста на препарираниите заби при цементирањето (42).

Во реакцијата учествуваат само надворешните делови на цинк-оксидните честички од прашокот, додека нивниот средишен дел хемиски не се менува и како таков останува во стврднатата маса. Заради тоа, колку се честичките помали, толку реакцијата ќе биде покомплетна. Вообичаен однос на мешање е 1 гр. прав према 0,3 - 0,7 мл. течност (8).

Вкупното време на мешање изнесува 1-1,5 минута, а времето на врзување е 5 - 14 минути од почетокот на замешувањето што зависи од конзистенцијата и типот на цементот (нормалноврзувачки или брзовр-

зувачки).

Кога цементот е наменет за фиксирање коронки и мостови неговата конзистенција треба да е поретка со што му се подобрува и адхезивноста, но затоа пак опасноста по пулпата заради одвишокот фосфорна киселина е поголема(5).

Кога цинк-фосфатот се користи за дефинитивно цементирање на фиксно-протетички конструкции, во литературата (39, 56) стои дека треба да е "поретко замешан" без спецификација што прецизно би го детерминирала соодносот прашок / течност. Се подразбира дека тој треба да е поблиску до горната граница од 1 : 0,7 отколку до долната од 1 : 0,3 која дава многу густа конзистенција. По повеќекратни пробни комбинации како најсоодветен за цементирање го одбравме соодносот 1 : 0,6 кој го препорачува и Младеновиќ (42) иако неговото именување во понатамошниот текст како "стандардно пропишан" треба да се прифати условно.

Негативни особини на цинк-фосфатниот цемент се неговата кршливост, особено кога е во тенок слој, порозност, егзотермност при врзувањето, осетливост на влага при стврдување, растворливост во вода и плунка (0,3 тежински % за седум дена) и ретракцијата по стврдувањето која се движи до 2% (53).

2.2. Глас-јономер цемент

Овој тип цемент е влезен во употреба во 70-тите г. со комбинирање на силикатно стаклен прашок, кој ја дава јачината и отпуштањето флуорни јони и полиакрилна киселина, од која произлегуваат биокомпатибилноста и адхезивноста. Smith (51) ги цитира

Wilson A. D. и Mc Lean J. W. според кои прашокот е композициски јончија формула е $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{CaF}_2 - \text{AlPO}_4 - \text{Na}_3\text{AlF}_6$, наречен калциум флуоро алумино силикат со следен процентуален сооднос на компонентите:

компонента	%
калциум	7-10
натриум	2-7
алуминиум	14-16
флуор	10-13
фосфор	1-5
силициум	13-20
кислород	35-42

За да се добие продолжено работно време при цементирањето и намалување на осетливоста кон вода, надворешните слоеви на калциумовите партикли од прашокот се третираат со киселина, најчесто хлороводородна.

Зголемување на отпорноста се постигнува со фузирање на силикатно стаклениот прашок со некој метал во прав: сребрен, златен, платински или паладиумски, а рентгентската видливост се потенцира со инкорпорација на стронциум, бариум, лантан, цинк оксид или циркониум оксид на прашокот (51).

Течната компонента на глас-јономерниот цемент е воден раствор на полиакрилна киселина со молекула на мономерната единица $\text{CH}_2 = \text{CH} - \text{COOH}$. Оваа киселина има релативно голема молекуларна тежина, па затоа при поголема концентрација таа лесно гелатинизира. За надминување на оваа неповолност, нејзината молекуларна тежина се намалува со правење кополимер со итаконска или малеинска киселина. Вклучувањето на овие киселини кои имаат 2 или 3 карбоксилни групи во полимерскиот ланец не само што го спречува ге-

латинизирањето, туку обезбедува и поголема реактивност, па се јавува зголемено попречно поврзување на молекулите во ланецот (т.н. crosslinking) со што се подобруваат физичките особини на цементот.

Во поново време во глас-јономерниот прашок се инкорпорира сува полиакрилна киселина, па се добива прашкаст комплекс кој се меша со обична вода и е наречен аква-јономер.

Од неодамна глас-јономерната композиција квалитетно е подобрена со додавање компатибилни акрилатни мономерни (пр. хидрокси етил метакрилат - ХЕМ) и со инкорпорирање хемиски или фотополимеризирачки иницијален активатор (камфоркинон или аминометакрилат). Примери за вакви хибриди на глас-јономер со композит се: Compoglass (Vivadent), Vitrabond (3 M) и XR - ionomer (Kerr) (51).

Соодносот меѓу компонентите прашок / течност го пропишува производителот и кај "Meron" изнесува 3 : 1, кај "Aqua Meron" е 3,3-3,8 : 1, а кај "Fuji I" е 1,4 - 2,2 : 1.

Времето на мешање е пократко отколку кај цинк-фосфатниот цемент и изнесува околу 30 секунди, а времето на врзување е 3-5 минути (59).

Врзувањето на глас-јономерниот цемент е комплексна ацидобензна реакција меѓу полиакрилатната киселина и силикатното стакло при која јоните на калциумот и алуминиумот се отпуштаат од површината на глас-партиклите и веднаш напречно ги врзуваат полиацидните ланци во мрежа. Иницијалното напречно замрежување е релативно слабо, но со матурацијата на цементот во тек на првите 24 часа бројот на попречните врски прогресивно расте за да на крај се добие финален комплекс составен од стаклени (глас) партикли, обложени со силициумов хидрогел и распрскани во матрикс од хидриран и флуоризиран калциум и алуминиум полиакрилат (51).

На брзото прифаќање и денешната се поразширена употреба на глас-јономерните цементи влијаат неколку фактори.

Најпрво, за нив се смета дека се со најголема биокompatibil-

ност и ненадрозливост за пулпата споредено со другите средства за дефинитивно цементирање, па и со цинк-фосфатниот цемент. Познато е дека дентинските тубули зафаќаат 20 - 39% од дентинот, а дентинската течност во нив изнесува околу 22% од вкупниот дентински волумен, па секоја дразба и штетен контакт лесно се пренесува преку нив кон пулпата (52).

Пермеабилноста на дентинот зависи од:

- големината и бројот на дентинските тубули,
- големината на површината низ која се врши дифузијата,
- дебелината на преостанатиот слој дентин и
- големината на молекулите на супстанцијата која дифундира.

Генерално земено, најштетен елемент за пулпата се киселините без оглед на тоа дали се по потекло од храната, од метаболизмот на микроорганизмите, или пак од средството за цементирање.

При користење цинк-фосфатен цемент брзата пенетрација на неговата ниско молекуларна фосфорна киселина во дентинските каналчиња може да доведе до интеракција со пулпата од типот на привремена и слаба сензитивност манифестирана на хистолошко ниво, со конгестија на капиларите, појава на извесен мал број инфламаторни клетки (неутрофили) и зарамнување и повлекување на одонтобластичниот слој, па се до силни, долготрајни болки заради васкуларна тромбоза и хеморагија, силен неутрофилен инфилтрат, воспаление и некроза на пулпното ткиво.

Послабата иритација на глас-јономерниот цемент се припишува на неговата течна компонента, односно полиакрилната киселина која е послаба од фосфорната, а има поголема молекуларна тежина што ја лимитира нејзината дифузија и пенетрација низ дентинските тубули (50). Сепак, во 1984 г. Советот за дентални материјали, опрема и инструменти на АДА објави извештај дека при употреба на глас-јономерните цемента може повремено да се јави пулпална сензитивност, што е и потврдено со неколку подоцнежни испитувања и

студии за нивната потенцијална цитотоксичност.

Испитувањата на Hume и Mount (17) покажале одредена цитотоксичност на глас-јономерот кон култури на клетки при нивна директна експонираност на цементот, но многу слаба или дури никаква воспалителна реакција на клетките кога меѓу нив и цементот има слој дентин, а како повеќе токсични се покажале примероците на цементите со пониско рН.

Meryon, Stephens и Browne (35) го потврдиле овој наод нагласувајќи дека иритацијата и цитотоксичноста се најизразени во првиот час по замешувањето и се намалуваат во функција на време.

Обете групи автори, бариерната улога на дентинот ја објаснуваат со фактот дека тој е со минимална функционална влажност, па штетните компоненти од цементот по неговото врзување не може да се растворат и да продрат кон пулпата.

Kawahara, Imanishi и Oshima (24) наведуваат дека глас-јономерните цементи предизвикуваат послаба инхибиција на растот на клеточните култури споредено со изразитата супресија која ја вршат поликарбоксилатниот и цинк оксид еугенолниот цемент. Неочекуван е резултатот дека и покрај истата течна компонента (полиакрилната киселина) поликарбоксилатниот цемент покажал многу појак негативен ефект врз клеточните култури од глас-јономерот. 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 јони на Ca^{++} , Na^{++} и Al^{+++} од глас-јономерните цементи се потполно нетоксични или многу слаби иританти.

За разлика од Klotzer, (27) според кој глас-јономерите се неиритативни, Grund и Raab (12), со споредување на промените во микроциркулацијата на забната пулпа со помош на ласерски Доплер мерач, изнесуваат дека наспроти фосфатниот цемент, кој не предизвикува значителни промени, глас-јономерот во половина од случаите доведува

до подолготрајна хиперемија во пулпалната микроциркулација.

Иако на прв поглед некои од податоците изнесени во наброените испитувања за цитотоксичноста на глас-јономерните цементи делуваат прилично драматично, сепак паѓа во очи дека вакво дејство се јавува само при нивен директен контакт со клеточните култури, односно експонираното пулпно ткиво, додека при постоење на дентинската бариера штетно дејство воопшто нема или е многу слабо. Прашање за себе е дали е воопшто можно да се изнајде идеално средство за цементирање кое ќе ги задоволи сите, а посебно биолошките барања, како што впрочем во целата медицина и стоматологија може да зборуваме само за прифатливи артефициелни сурогати, но не и за биолошки еквиваленти на оштетените природни ткива. Според мислењето на повеќето од наброените автори, слабата иритативност на средството за цементирање е дури и пожелна ако по интензитет и времетраење не ги надмине адаптивните можности на живите ткива бидејќи истата е главна причина за формирање секундарен дентин.

Актуелната прифатеност на глас-јономерниот цемент се должи и на неговата особина пролонгирано да отпушта флуорни јони (AlF^{++} и AlF^+) познати по нивниот кариопревентивен ефект. Според Mitra (41) глас-јономерните цементи отпуштаат флуорни јони во околниот медиум подолго од 740 денови. Со мас спектрометриско испитување на дентинот потврдена е инкорпорација на флуорни јони во него со формирање зона на резистенција кон деминерализација во длабочина од просечно 3 мм околу глас-јономерната конзервативна реставрација.

Освен кариопротективен ефект, глас-јономерните цементи имаат и други позитивни особини. Во процесот на врзување на замешаниот глас-јономер, полиакрилната киселина реагира со калциумовите јони од цврстата забна супстанца кои го заменуваат водородот од нејзините карбоксилни групи, па се формираат долги ланци кои истовремено започнуваат попречно да се поврзуваат меѓу себе. Ваквата

хемиска врска меѓу цементот и површината на забното трупче генерира меѓусебна адхезивност која е поголема од сите досега познати цемента. Според Караџов и сор. (22) степенот на адхезивност на глас-јономерните цемента кон различни материјали е следен:

материјал	адхезивност во MN / m ²
порцелан	0
злато	0
челик	6,8
глеѓ	4,0
дентин	2,9

Mitra (40) во својата студија детерминирала адхезивност кон дентинот од говедски заби од 4 ± 2 MPa за обичниот, а 12 ± 3 MPa за фотополимеризирачкиот глас-јономер, а Barakat, Powers и Yamagushi укажуваат на вредности од 19 - 21 kg / cm² (1,9- 2,1 MPa).

Покрај адхезивноста, пожелно е природната цврста забна супстанца, материјалот од кој е изработена фиксно-протетичката конструкција и средството за цементирање да се со што поблиски параметри во однос на нивните вредности за термичка експанзија / контракција. Според Christensen (4), кај повеќето цемента термичката експанзија / контракција е нешто поголема споредено со истата на природната цврста забна супстанца, освен кај глас-јономерите каде тие многу се приближуваат.

3. ПРЕГЛЕД НА ДОСЕГАШНИТЕ СОЗНАНИЈА

3.1. Техники за мерење

Испитувањето на дебелината на цементниот слој (ЦС) континуирано го обременуваат одредени контраверзи, спротивставени мислења и различни резултати. Причините за ова лежат во неможноста да се профилира единствена, сеопфатна и сисематизирана стратегија на проучување која би ги опфатила големиот број варијабли што ја детерминираат дебелината на ЦС. Денес се диференцирани две главни техники за мерење. Првата е пропишана во веќе споменатата ревизија на спецификацијата бр.8 за цинк-фосфатен цемент (47). Физичките карактеристики, што според ревидираната спецификација бр.8 се зададени за секој производител на цинк-фосфатен цемент, се следните:

време на врзување на 37 °C (во минути)	минимум 5 максимум 9
сила на минимална компресивна издржливост	75 MN/m ² (765,3 kg/cm ³)
максимална дебелина на слојот (во μ m)	тип I 25 тип II 40
максимална растворливост и дезинтеграција (за 24 ч)	0,2% тежински

Од контролните тестови со кои се проверуваат овие физички

карактеристики ќе биде цитиран тестот за испитување на дебелината на ЦС бидејќи токму тој е всушност едната мерна техника која ја користат одреден број истражувачи на оваа проблематика:

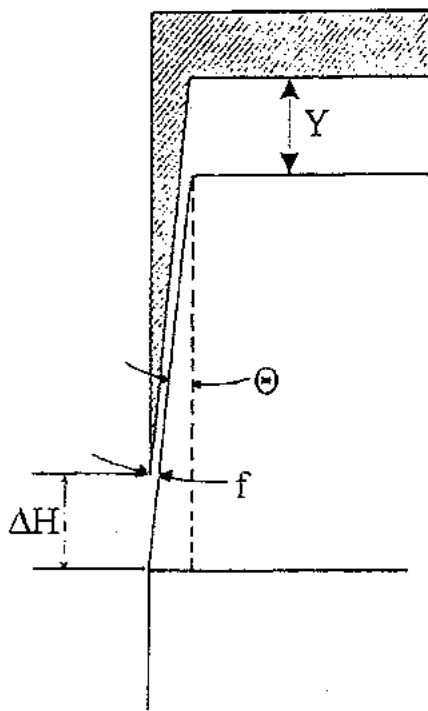
“...4.3.4. Дебелина на слојот. Стандардна порција замешан цемент ќе биде ставена меѓу 2 округли или правоаголни рамни стаклени плочки со униформна дебелина. Површината на овие стаклени плочки меѓу кои ќе се аплицира замешаниот цемент треба да е 2 cm^2 . Три минути по почетокот на замешувањето врз стаклените плочки ќе се аплицира вертикална сила од 147 N (15 kg). 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...”

Овој тест, наречен уште и АДА “сендвич техника” за одредување дебелина на ЦС на почетокот е прифатен како неприкосновен и единствен начин за добивање валидни резултати. Меѓутоа испитувањата на Jorgensen (20) покажале постоење на извесно несовапаѓање меѓу измерената вредност на дебелината на ЦС со АДА “сендвич техниката” и резултатите од клиничката пракса. Според истиот автор со оваа техника се мери всушност вискозноста на цементот, додека реалната дебелина на ЦС може да се добие само доколку што повеќе се симулираат клиничките услови. Затоа тој препорачува нова техника со користење метални шаблони во облик на препарирани забни трупчиња и спрема нив изработени метални капички-коронки.

Тој го воведува поимот “елевација на коронката” за величината на вертикалното подигање на коронката предизвикано со цементи-

рањето, додека пак “дебелина на цементниот слој” според него е големината на слојот цемент само на аксијалните ѕидови, а се изведува со математичка релација за меѓузависноста на овие две вредности во која е вклучен и аголот што го затвораат аксијалните ѕидови со вертикалата, поточно половината од степенот на коничност на препарираното забно трупче (слика 1).

Сл.1: Шемајски приказ на соодносот меѓу дебелината на ЦС на аксијалните ѕидови и на оклузалната површина



$$f = Y \cdot \sin \Theta$$

$$Y = \frac{f}{\sin \Theta}; \quad /Y = \Delta H/$$

f – дебелина на цементниот слој на аксијалните ѕидови

Y – дебелина на цементниот слој на оклузалната површина – вертикална елевација на коронката

ΔH – отстојување на работ од коронката од демаркационата линија по цементирањето

Θ – агол на аксијалниот ѕид (1/2 од степенот на вкупната коничност на препарираниот заб)

Сметаме дека и АДА “сендвич” техниката и симулираната клиничка техника помагаат во расветлувањето на проблемот на дебелината на ЦС со напомена дека втората е поблиску до клиничките услови за работа, овозможува да се испита влијанието на повеќе фактори кои во помала или поголема мерка ја детерминираат дебелината на ЦС, а кои со АДА “сендвич” техниката не можат соодветно да се

истражат.

3.2. Фактори кои ја детерминираат дебелината на цементниот слој (ЦС)

Постојат три заеднички фактори кои влијаат на дебелината на ЦС без оглед која мерна техника за негово испитување ќе се користи.

1. *Вид на цементниот.* Веќе нагласив дека постојат повеќе видови средства за цементирање: цинк-фосфатни, цинк-поликарбоксилатни, глас-јономерни, хидроксил-апатитни, композитни и нивни најразновидни хибриди. Секој производител користи сопствена рецептура, па неминовни се разлики во составот, ако не на основните компоненти, тогаш барем во полнителите и коригенсите со кои некои особини се потенцираат или намалуваат, во процентуалниот сооднос, величината на партиклите итн. Затоа секој цемент има своја индивидуална дебелина на слојот која може да се свати како негов карактеристичен белег. White и Zhaojun (62) извеле тестирање со АДА "сендвич техниката" на 20 различни цемента произведени од познати фирми во САД, Германија и Јапонија, при што кај сите констатирале различна дебелина на слојот, а само 9 од нив ја задоволеле вредноста од 25 μm пропишана за цементите тип I според спецификацијата бр.8. Овој податок укажува на неопходноста од посериозна селективност при изборот на средството за дефинитивно цементирање, особено денес кога и на нашиот пазар се појавуваат редица нови цемента.

2. *Конзистенција на цементниот.* Таа е детерминирана од соодносот прашок/течност. Зголемувањето на вискозноста, односно погустата конзистенција на цементот доведува до формирање подебел ЦС.

Основниот мотив за ова истражување произлегува токму од намерата да се проникне во овој фактор, во неговото влијание и конк-

ретниот ефект што врз дебелината на ЦС го предизвикува конзистенцијата на замешаното средство за цементирање. Во рутинската клиничка пракса тоа вообичаено зависи од желбата и индивидуалното искуство на секој терапевт за најприфатлива конзистенција на замешаниот цемент, а не ретко се остава да го формира забниот асистент. Ова доведува до појава на индивидуални разлики во конзистенцијата на мешавината во моментот на цементирањето, а последиците од тоа често се пренебрегнуваат.

Причината за зголемувањето на дебелината на ЦС при користењето густо замешан цемент се должи на неговата смалена способност за истекување. Актот на цементирање започнува со апликација на замешаниот цемент во коронката. Без оглед на количината и начинот на кој тоа се врши, цементната мешавина секогаш се слева на дното од коронката акумулирајќи се во нејзиниот оклузален дел. Со ставање на коронката врз забното трупче и нејзиното налегнување под дејство на компресивната сила започнува негово истиснување во спротивен правец, кон гингивалниот раб на коронката. Како коронката се наближува кон својата финална позиција, просторот преку кој одвишокот цемент истекува станува се помал и потесен. Цементот кој е акумулиран оклузално мора да помине најголемо растојание до работ на коронката, но кога е густо замешан брзината на истекувањето му е смалена, па останува заробен, а бидејќи како и сите други флуиди е некомп्रेसибилен, го блокира понатамошното налегнување на коронката. Постои уште една причина за ваквата резистенција со која цементот се спротивставува на потполното налегнување на коронката. Имено, Lang во 1955 год., а подоцна и Jorgensen (21) откриле дека цементната мешавина од прашок и течност под дејство на зголмениот внатрешен хидродинамички притисок што се јавува при компресија на коронката врз забното трупче, ја менува својата униформна текстура и се сепарира на 2 фази: ретка, составена претежно од течност и густа која ја градат гругчиња од конгломерирани,

навлажнети партикли од прашокот. Големината на овие гругчиња е меѓу 20 и 50 μm и тие не само што го блокираат налегнувањето на коронката, туку го спречуваат и истекувањето на потечната фаза. Досега, од технички причини, не е измерена вредноста на интракоронарниот, хидродинамичен притисок при цементирањето, но неговата појава и времетраење се потврдени со помош на семикондукторни, електрични микросензори поставени на површината на забното трупче на кое со одредена компресивна сила е цементирана метална капица. Промените на интракоронарниот притисок се следени со соодветни промени на електричниот напон генериран од микросензорите, изразен во милivolти (mV). Hoard и соработниците (15) кои во 1978 год. го извршиле ова испитување, откриле дека просечно 2 секунди од почетокот на цементирањето, штом меѓупросторот за истекување на одвишокот цемент се намали, наеднаш се појавува зголемување (т.н. пик) на напонот, слично како запците на електрокардиограмот кој потоа постепено опаѓа доаѓајќи до почетната вредност или нешто над неа во просек за околу 10 секунди. Највисок скок на напонот од 20-30 mV се јавил при цементирањето со цинк-фосфатен цемент, додека поликарбоксилниот и ZnOE цементите продуцирале пикови меѓу 5 и 15 mV. Кај сите цемента пикот бил најјак кога микросензорот бил поставен на средината од оклузалната површина на забното трупче. Користејќи иста техника, Ivančević - Medić (18) ги потврдила наодите на Hoard и соработниците.

3. *Големина на компресивната сила при цементирањето.* Налегнувањето на фиксно-протетичката конструкција на забните трупчиња - носачи при дефинитивното цементирање се врши под дејство на цвакалната сила при загриз на пациентот, потоа со притисок од страна на терапевтот, или пак најчесто со комбинација на овие два начина. Износот на силата може да достигне најмногу до границата на толеранција на периодонталната мембрана на носечкиот заб, која Suvín (56) ја нарекол максимална практично можна функциска сила. Ос-

вен неа треба да 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 предходните две. Гледано историски, првите обиди за мерење на овие сили се изведени од Borelli 1691 (цит. според Suvip, 56). Добивани се најразлични резултати во зависност од методот и техниката на работа, а измерените вредности се изразуваат во килограми, фунти (1 фунта - 0,45 kg.), килопонди (1 kp - 9,81 N) или во најновата единица Њутон (N). Според актуелните сознанија вредноста на максималната можна функциска сила по заб се движи меѓу 150 - 500 N за фронталните заби, односно меѓу 300 - 1200 N за страничните заби (45, 70). При дефинитивното цементирање, односот меѓу силата на компресијата и дебелината на цементниот слој е обратнопропорционален, односно зголемувањето на компресивната сила доведува до поголемо налегнување на техничката конструкција и намалување на дебелината на цементниот слој. Меѓутоа, ваквата пропорционална 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 компресивна сила според Jorgensen (12) е 5 kg., а според Fusayama и сор. изнесува 15 kg (цит. според 46).

Решението која сила на компресивно оптоварување да се користи при испитувањето воопшто не е едноставно. Освен споменатото критично ниво на компресивната сила, во предвид треба да се земе и фактот дека кај пациентите на кои им го изработуваме фиксно-протетичкото помагало нема интактни забни низи заради што максималната потенцијална цвакална сила опаѓа помалку или повеќе (во зависност од бројот и распоредот на загубените заби) под вредностите презентирани во табелите кај Suvip (56) и Živko и Kosovel (70). Според Papić (45) тоа се должи на губењето на континуитетот на контактните точки, делумниот инактивитет на регионот со изгубените заби и

смалената издржливост на забите од спротивната вилица кои останале без своите антагонисти. Дури и пациентите со веќе изработени фиксно-протетички надоместоци и по завршениот период на адаптација неможат да ја постигнат истата максимална сила и ефикасност на цвакање како со сопствените природни заби. Веројатно заради тоа кај скоро сите испитувања на дебелината на цементниот слој изведени во последните 35 год, без оглед кој метод е користен, се оперира со помала сила на компресија која најчесто се движи меѓу 50 и 150 Њутни (види преглед).

Освен овие 3 фактори: видот на цементот, неговата конзистенција и големината на силата на компресија кои влијаат на дебелината на цементниот слој без оглед која од двете методи се користи за испитување, кај симулираната клиничка техника се појавуваат уште неколку детерминирачки фактори и тоа:

- степенот на коничноста на препарацијата (6, 20, 55),
- видот на демаркационата линија (25),
- користење статичка и динамичка сила на компресивно оптоварување при цементирањето (9, 29, 44, 48, 58)
- постоење или отсуство на простор за цементот меѓу внатрешната површина на коронката и препарираното забно трупче (2, 13, 25, 58, 64, 65).
- постоење или отсуство на системи преку кои се овозможува или барем олеснува истекувањето на вишокот цемент, а во кои спаѓаат посебно препарираните жлебови на забното трупче (анг. internal escape groove) или пак привремена перфорација на коронката (анг. vent hole) која по цементирањето се затвара (6, 36, 58, 63).

ПРЕГЛЕД
на величините на компресивните сили користени при
истражувања на дебелината на ЦС

Автор(и)	година	Величина на силата и мерна единица
Jorgensen	1960	1-10 kg.
Fusayama et al.	1964	15 и 50 kg.
Mc Lean, von Fraunhofer	1971	загриз на пациентот
Dimashkien et al.	1974	9 kg.
Hoard et al.	1978	5 kg.
Koyano et al.	1978	1, 2 и 4 kg.
ADA Specification N ^o 8	1978	15 kg.
Oliveira et al.	1979	9 kg.
Windeler	1979	15 kg.
Van Nortwick, Gettleman	1981	7,2 kg (70,6 N или 15,9 фунти)
Suthers, Wise	1982	5 kg.
Miller, Tjan	1982	40 Lb (либри)
Moore et al.	1985	700 N
Grajower et al.	1985	10 kg.
Campagni et al.	1986	40 фунти
Kay et al.	1986	25 , 50 и 100 фунти
Rosenstiel, Gegauff	1988	49 N
Kyrios et al.	1989	15 kg.
White, Zhaokun	1992	15 kg.
Wu, Wilson	1994	25 N

3.3. Изведени испитувања

Според авторите Wu и Wilson (68) првата објавена статија за цементот како причинител за подигнување на коронката потекнува од Hollenback во 1928 год. Меѓутоа сериозните, експериментално поткрепени испитувања започнуваат кон крајот на педесетите години.

Данецот Knud Dreyer Jorgensen од Royal Dental College од Копенхаген во 1960 год. објавува 2 студии (20, 21) промовирајќи го испитувањето на овој проблем при симулирани клинички услови, односно на пластични шаблони во форма на препарирани заби и према нив изработени бронзени капици. Според овој автор дебелината на ЦС на апроксималните страни може да се пресмета математички кога се познати аголот на коничноста на препаратацијата и подигањето (елевацијата) на коронката според веќе предходно изложената формула. При променлива компресивна сила (0,5 - 1 kg), различно времетраење на дејството на компресија (0,25 - 8 мин) и различен агол на коничноста на трупчето (5° - 20°) тој измерил вертикална елевација од 115 μm до 910 μm на што одговараат вредности од 17 - 70 μm . пресметани според формула. Значителна редуција на дебелината на ЦС постигнал со зголемување на силата и времетраењето на нејзиното дејство, но само до 5 кг., односно 1 мин, а преку овие параметри понатамошната редуција е минимална и слојот останува стабилен.

Ms Lean и von Fraunhofer (34) известуваат дека измериле дебелина на ЦС меѓу 10 и 290 μm користејќи техника скоро истоветна со начинот на којшто се врши проба на коронките. Имено, пред дефинитивното цементирање на готовата фиксно-протетичка конструкција, тие повторно ја пробувале изработката со гумозен отпечаточен материјал со потечна конзистенција од типот на полиетри кој по стврдувањето го ваделе од коронката, го фиксирале во автополимер-

изирачка епиминска смола за да не дојде до димензионални промени, а потоа правеле напречни тенки микропресеци кои биле микроскопски мерени. Клиничката и рентгенолошка контрола на цементираните коронки во следните 5 год. покажала задоволителен статус кај случаите со дебелина на цементниот слој во гингивалниот дел под 120 μm .

Dimashkien, Davies i von Fraunhofer (60) ги анализирале варијациите во дебелината на цинк-фосфатниот слој цемент во зависност од аголот на коничноста на препарираниот заб (2° , 5° и 10°) на акрилатни трупчиња и соодветни капици прецизно изработени со директна електродепозиција со бакар кои по цементирањето се надолжно расечени за да може мерењето да се изведе директно на 3 локации и тоа на оклузо-апроксималните рабови, на средината на апроксималните страни и веднаш до гингивалниот раб на коронката. Притоа половината од капиците имале оклузална перфорација со дијаметар од 0,7 мм. Најголемата дебелина на ЦС од преку 1000 μm се јавила во оклузалниот предел на капиците без перфорација и со најмал агол на коничност од 2° , а најмала дебелина од 24 μm на средината на апроксималните ѕидови кај перфорираните капици.

Windeler (66, 67) ги испитува промените во вискозноста на замешаниот цинк-фосфатен цемент во зависност од времетраењето на работа и околната температура (21° , 4° и -15°C) и нивното влијание врз дебелината на ЦС користејќи ги обете техники на мерење. Вредноста измерена со симулираната техника е помала од онаа добиена со АДА "сендвич" методот, а редукција на температурата при која се изведува цементирањето предизвикува впечатлива екстензија на времето на работа, односно за секои 10°C помалку времето на врзување на цементот се квадриплира.

Koyano и соработниците (29) ја следеле дебелината на слојот при цементирање инлеи и коронки аплицирајќи при тоа статична и динамична сила на компресија. За динамизирање на компресивната сила

бил употребен вибратор за кондензација на амалгамските полнења, аплициран вертикално, на оклузалната површина или хоризонтално, на бочните видови. Најмала елевација на коронките од 27 - 37 μm била добиена при цементирање со комбинирање на динамична и статична компресивна сила. Користењето само на вибрационата динамична сила дало просечен износ на подигање од 55 μm , а најголема дебелина на ЦС се добила при цементирање само под статички притисок.

Слични резултати изнесуваат во својата студија и Oliveira и соработниците (44) кај кои статичкото цементирање резултирало со просечна дебелина на слојот од 77 μm , а апликацијата на континуирана вибрација го редуцирала слојот на 48 μm .

И според Yu и соработниците (69) динамизирањето на компресивната сила при цементирањето влијае значително на намалување на дебелината на ЦС без оглед на начинот на кој тоа се изведува (репетирачко отворање и затварање, вибрации или ултрасоничен апарат).

Трите групи автори причината за намалување на дебелината на ЦС ја припишуваат на олеснетото и забрзано течење на цементот предизвикано од вибрациите.

Имајќи ги во предвид овие резултати, а со цел техниката за динамизирање на компресивната сила да ја направат клинички поедноставна за изведување, Rosenstiel i Gegauff (48) наместо вибрациони помагала користат дрвено стапче, округло на пресек, со должина од 8 cm и дијаметар 0,6 cm кое при цементирањето го интерпонираат меѓу пресата за компресивен притисок од една и трупчето со капицата од другата страна. На слободниот крај на стапчето мануелно се прават ротациони, вертикални и хоризонтални движења. Авторите изнесуваат дека со ваквото цементирање постигнале просечно за 217 μm помало вертикално подигнување на капиците споредено со цементирањето изведено само со статичко оптоварување.

Van Nortvick и Gettleman (58) ја мерат разликата во дебелината

на ЦС анализирајќи три фактори при цементирањето: оклузалната перфорација, меѓупросторот и вибрационата компресија. Најдебел цементен слој од просечно 386 μm измериле кај коронките без меѓупростор и без оклузална перфорација. Цементирањето на коронки изработени само со меѓупростор или перфорација го намалило слојот од цинк-фосфатен цемент за околу 7 пати, а при комбинација на двата фактори коронките налегнувале на металните трупчиња на иста позиција како и при пробата. За разлика од претходните студии, ова испитување не открило никаков ефект на вибрационата компресија врз намалувањето на дебелината на ЦС.

Miller и Tjan (36) предлагаат, наспроти оклузалната перфорација на дефинитивната протетичка конструкција која се покажала непрактична, редуцијата на ЦС да се постигне со дополнително препарирање на аксијален жлеб на една од вертикалните површини на забното трупче. Овој жлеб со дијаметар од околу 1.0 мм тргнува од оклузалниот дел, а завршува 0.5 мм над гингивалниот раб. Користејќи шаблони на забни трупчиња од слонова коска и симулирана клиничка техника, авторите известуваат дека постигнале повеќе од двојно намалување на дебелината на ЦС кај примероците со жлеб препариран пред самото цементирање, наспроти контролната група без жлеб кај која просечното подигање изнесувало 119 μm .

Симулираната клиничка техника со препарирани забни трупчиња од акрилат ја користат и Suthers i Wise (55). Со зголемување на аголот на коничност при препарацијата (5° , 10° и 15°) тие измериле намалување на подигнувањето на коронките при цементирањето со цинк-фосфатен цемент од 219,6 μm на 60,6 μm .

Grajower и Lewinstein (10) резултатите од *in vitro* мерењата за подигнување на коронките при цементирањето математички ги обработиле според формулата на Jorgensen (20). При вредност на измерена елевација од просечно 54 μm , тие искалкулирале кореспондирачка дебелина на слојот на вертикалните ѕидови од просечно 4,7

µm. Практичната проверка на оваа математички добиена вредност направена со директно микроскопско мерење на лонгитудинални пресеци на забите со цементираните коронки покажала дека само во неколку точки дебелината на вертикалниот слој е 4 - 5 µm, додека просечната вредност е поголема. Авторите ова го објаснуваат со големо покачување на притисокот во тие изолирани точки каде слојот цемент е толку редуциран што безмалку доаѓа до директен контакт меѓу металот и дентинот, па коронката запира со налегнувањето иако цементот од целиот преостанат меѓупростор сеуште би можел да биде екструдирани надвор.

Маргиналниот аспект на вертикалното подигање на коронките при цементирањето го истражувале Lofstrom и Barakat (32). Нивните скен-електронски микрофотографии на коронки цементираны во устата на пациентите, а со рабови позиционирани супрагингивално, биле направени само на одбрани примероци кај кои визуелната контрола и испитувањето со врвот на остра сонда покажале потполно налегнување во крајната позиција. Според резултатите, дури и кај вака селектираните случаи каде цементирањето е окарактеризирано како задоволувачко, сепак под крајот на гингивалните рабови на коронките останува циркуларна микробразда со висина меѓу 7 и 65 µm која сугерира инсуфициентно налегнување.

Со образложение дека клиничките *in vivo* и експерименталните *in vitro* истражувања се со лимитирачка техничка прецизност и без можност секое повторување од серијата да се изведе во потполно исти услови како предходното, Kau и сор. (25) развиваат компјутерски симулиран модел за цементирање коронки. Во овој модел константни се геометријата и димензиите на трупчето-носач и конзистенцијата на замешаниот цемент, а варијаблите се видот на границата на препаратација, магнитудата на силата на компресија, стартното време на компресијата и величината на меѓупросторот. Во зависност од вредноста на варијаблите, авторите наведуваат дека подигнувањето на

коронките изнесува меѓу 7 и 349 μm .

За подобро налегнување на коронките Campagni и соработниците (2) препорачуваат обезбедување меѓупростор од 20 до 40 μm со апликација на дистанционен лак уште пред моделацијата. Според резултатите од нивното испитување, сите коронки изработени без меѓупростор при цементирањето покажале подигнување над 150 μm кое што за авторите е горна граница на толеранција, за разлика од коронките со меѓупростор чие подигнување се движело од 50,2 - 75,6 μm . Причините за ваквата редукција авторите ја гледаат во тоа што обезбедениот меѓупростор доведува до намалување на хидростатскиот притисок на цементот во крајната фаза на налегнувањето на коронките при цементирањето.

Според Wu i Wilson (68) дебелината на ЦС драматично опаѓа со порастот на просторот меѓу коронката и забното трупче. Кај коронките без меѓупростор тие измериле вредности од 134-364 μm . Брзото прогресивно намалување запрело кога меѓупросторот достигнал 40 μm при што авторите измериле дебелина на ЦС меѓу 17 и 69 μm и останало стабилно без оглед на зголемувањето на меѓупросторот.

Слични резултати изнесуваат Carter i Wilson (3). По цементирањето, според нивните мерења, просечната елевација на коронката се намалила од 547 μm кај коронките без меѓупростор на 38 μm кај коронките со меѓупростор формиран од 8 слоеви дистанционен лак.

Kyrios и соработниците (31) наведуваат дека дебелината на ЦС мерена на 3 глас-јономерни цементи е со незначителни разлики без оглед која мерна техника се применува и изнесува меѓу 7,24 и 20,5 μm но само доколку компресивната сила се аплицира во првите 3 минути по замешувањето на цементот.

White i Zhaokin (61) ја измериле дебелината на ЦС користејќи "сендвич" техника по АДА на 20 материјали за дефинитивно цементирање што претставува најголема бројка на цементи измерени во едно

истражување. Половината од нив покажале ЦС подебел од пропишаните 25 μm за цементите тип I според спецификацијата бр.8. Измерените вредности на ЦС се движеле од 9,7 до 106,7 μm .

Во својата *in vivo* студија чија примарна цел е да се испита растворливоста и микропропустливоста на средствата за дефинитивно цементирање на ниво на демаркационата линија под дејство на оралните флуиди, Kydd и соработниците (30) извеле микроскопско мерење и на дебелината на ЦС на екстрахираните заби згрижени со коронки најмалку 20 години. Според презентираните резултати, дебелината на ЦС се движела во опсег од 0-240 μm со просечен износ од 74 μm мезијално и 57 μm дистално. Длабочината на празниот простор меѓу гингивалниот дел на коронката и забното трупче вдоль кој дошло до растварање на цементот, изнесувала од 0-1310 μm со просечна вредност од 432 μm на мезијалната и 274 μm на дисталната страна.

4. ЦЕЛИ НА ИСПИТУВАЊЕТО

Дебелината на цементниот слој (ЦС) е индивидуална карактеристика на секое средство за цементирање, но во зависност од одредени фактори може да покаже варијации во величината од што произлегуваат следните работни хипотези:

- постојат разлики во дебелината на ЦС во зависност од типот на применетиот цемент;
- постојат разлики во дебелината на ЦС во зависност од конзистенцијата на цементот;
- постојат разлики во дебелината на ЦС во зависност од применетата техника за негово мерење.

За реализација на проверката на овие хипотетски рамки, се поставија следните цели на испитувањето:

1. Да се измери стандардната дебелина на ЦС кај два типа средства за дефинитивно цементирање: цинк-фосфатен и глас-јономерен цемент.
2. Да се измерат евентуалните разлики и да се компарира зависноста на дебелината на ЦС настаната како резултат на разликите во конзистенцијата на испитуваните средства за дефинитивно цементирање.
3. Да се измерат и компарираат евентуалните разлики во дебелината на ЦС на испитуваните средства за дефинитивно цементирање настанати како резултат на различните техники за негово мерење: "сендвич" техниката по АДА и клинички симулирана техника.
4. Да се препорачаат услови и процедура со кои во клиничката работа би се постигнало најмало можно подигање на фиксно-протетичките конструкции при нивно дефинитивно цементирање.

5. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД НА РАБОТА

Испитувањето се изведе на Клиниката за стоматолошка протетика при Стоматолошкиот факултет и Републичкиот Институт за испитување на материјали во Скопје.

Се изврши мерење на дебелината на ЦС кај два материјала за дефинитивно цементирање:

- нормалноврзувачки цинк-фосфатен цемент - "Цегал НВ" (Галеника, Земун, Југославија),
- глас-јономерен цемент - "Meron" (Voco, Cuxhaven, Germany).

Мерењето се направи со микрометар-компаратор (Sommet к.р., Terlice, Českoslovakia) со најмала единечна мерна вредност од 1 μ m (0,001 мм), контролиран и атестиран во МЕВА - tvornica mjetnih alata, Zagreb, според стандардот CSN 25 - 1811.

Компресивното оптоварување се изведе со преса од Бринелов тип (Alfred. J. Amsler & Co., Schaffhausen, Schweiz), а мерењето на тежината на компонентите при дозирањето прашок/течност со дигитална вага (Tehnica FB - 300M, Železniki, Slovenija) со можност за резолуција од 0.001 гр.

Методологијата на испитувањето се базира на двете постоечки техники за мерење на дебелината на ЦС:

- "сендвич" техника по АДА,
- клинички симулирана техника

Кај двете техники мерењето на дебелината на ЦС се изведе при три различни конзистенции на испитуваниот цемент. Дозирањето на ретката и густата конзистенција се направи со одземање, односно давање на 1/4 прашок споредено со оптималниот ("стандардно пропишан") сооднос. При тоа за двата цемента се формираа следните соодноси на компонентите:

цинк-фосфатен цемент	сооднос прашок / течност (gr / ml)
ретка конзистенција (P)	0,75 : 0,6
оптимална конзистенција (O)	1 : 0,6
густа конзистенција (Г)	1,25 : 0,6

глас-јономер цемент	сооднос прашок / течност (gr / ml)
ретка конзистенција	2,25 : 1
оптимална конзистенција	3 : 1
густа конзистенција	3,75 : 1

При спремањето на цементот за секој испитуван примерок се почитуваше упатството на производителот за времетраењето на замешувањето ("Цегал НВ" - 1 мин; "Мероп" - 30 сек).

Кај "сендвич" техниката по АДА беа користени 60 парови правоаголни стаклени плочки. Секоја плочка е со должина на страните од 15 мм и дебелина 5 мм. Заедничката дебелина на двете плочки од секој пар се измери во една маркирана, во пресекот на дијагоналите поставена точка. Замешаниот цемент се става во вид на густа капка на средината на долната стаклена плочка, се поклопува со горната и двете веднаш се поставуваа во пресата каде преку метална плоча - адаптер со исти димензии како стаклените, врз нив се аплицираше компресивна сила. Интензитетот на силата во тек на 8 - 10 сек. достигнуваше 100 N (њутни) и на ова ниво беше одржуван 5 мин. Потоа со микрометар - компаратор повторно се измери дебелината на плочките со стврднатиот цемент меѓу нив. Разликата меѓу висините на плочките со и без цемент меѓу нив ја претставува дебелината на ЦС на секој испитуван примерок.

Кај клинички симулираната техника се користеа 60 интактни

заби од трансканиниот сектор (30 премолари и 30 молари) екстрахирани заради ортодонтски или пародонтолошки индикации. По чистењето со проточна вода и 3% хидроген, секој заб се препарираше со турбински колењак по принципите на препарација со тангенцијална демаркациона линија. Од препарираните заби се зема прелиминарен отпечаток со силиконска маса Optosil P plus (Галеника, Земун) и корекционен отпечаток со истороден материјал Xantopren VL plus (Галеника, Земун). За секои 6 препарирани заби се употреби 1 отпечаток со лажица. Потоа секој препариран заб се вложи со коренскиот дел во метален прстен со висина од 3 см. и дијаметар 3 см., исполнет со свежо замешан цврст гипс Фундал. По стврднувањето на гипсот, циркуларно околу забното трупче, со ноже и со борер се отвори мал жлеб - "гингивален сулкус" за да што подобро се експонира границата на препарацијата и за да гипсот евентуално не го блокира истекувањето на одвишниот цемент.

Отпечатоците се излеваа вакуумски со цврст гипс по методот на подвижни работни трупчиња и на нив со адапта техника се моделираа капици. Капиците се со рамна оклузална површина, со меѓупростор од 0,1 мм (100 μ m), обезбеден со внатрешната потенка фолија. Вложувањето се изврши со маса за вложување Neo Durotemp 5 (Галеника, Земун), а излевањето со легура M Palador liv (Галеника, Земун), со помош на ротакс центрифуга. По излевањето капиците се пескираа и минимално обработуваа во лабораторија, а потоа се пробгаа и упасуваа на природните забни трупчиња со Xantopren VI plus.

На оклузалната површина на капиците со мал карбитен борер се маркира точкеста вдлабнатина заради постојаност на локацијата на референтната точка во која ќе се мери подигнувањето пред и по цементирањето.

На тој начин се добија 60 примероци за испитување, секој составен од метална капица (коронка) и препариран природен заб, фиксиран со коренот во метален прстен исполнет со гипс. Висината на

секој примерок се измери со микрометар - компаратор при што неговиот мерен врв се поставуваше во маркираната точка. Потоа, во тенок слој на дното и по внатрешните страни на капицата (без таа да се преполни) се стави замешаниот цемент, а по поставувањето на капицата на препарираното забно трупче, врз нив се аплицираше со пресата компресивна сила од 100 N во траење од 5 мин.

По ослободувањето од пресата, повторно се измери висината на секој примерок, а разликата меѓу висините по и пред цементирањето ја претставува дебелината на ЦС.

Со двете мерни техники се формираа по 6 групи, вкупно 12, со 10 примероци за секоја група. Именувањето на групите се изведе така што секоја од нив во својата номенклатура содржи кратенка за типот на цементот (ЦФ - цинк-фосфат или ГЈ - глас-јономер), техниката на мерење (СА - "сендвич" техника по АДА или КС - клинички симулирана техника) и конзистенцијата на цементот (Р - ретка, со 1/4 прашок помалку; О - оптимален сооднос на компонентите и Г - густа, со 1/4 прашок повеќе):

- | | | |
|-----|-------------|---|
| 1) | ЦФ - СА / Р | групи кај кои се измери дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент со ретка (Р), оптимална (О) и густа (Г) конзистенција, а се работеше со "сендвич" техника по АДА |
| 2) | ЦФ - СА / О | |
| 3) | ЦФ - СА / Г | |
| 4) | ГЈ - СА / Р | групи кај кои се измери дебелината на ЦС на глас-јономерниот цемент, со ретка (Р), оптимална (О) и густа (Г) конзистенција, а се работеше со "сендвич" техника по АДА |
| 5) | ГЈ - СА / О | |
| 6) | ГЈ - СА / Г | |
| 7) | ЦФ - КС / Р | групи кај кои се измери дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент со ретка (Р), оптимална (О) и густа (Г) конзистенција, а се работеше со клинички симулирана техника |
| 8) | ЦФ - КС / О | |
| 9) | ЦФ - КС / Г | |
| 10) | ГЈ - КС / Р | групи кај кои се измери дебелината на ЦС на глас-јономерниот цемент со ретка (Р), |

- | | | |
|-----|-------------|--|
| 11) | ГЈ - КС / О | оптимална (О) и густа (Г) конзистенција, а |
| 12) | ГЈ - КС / Г | се работеше со клинички симулирана техника |

6. РЕЗУЛТАТИ

Прикажувањето на добиените резултати е класифицирано според редоследот на работните хипотези и целите на истражувањето.

Во статистичката анализа се користени следните статистички параметри:

- аритметичка средна вредност (\bar{X}),
- стандардна девијација (SD),
- тест за процена и утврдување на нивото на разликите меѓу аритметички средини на две групи примероци (Студентов t - тест)

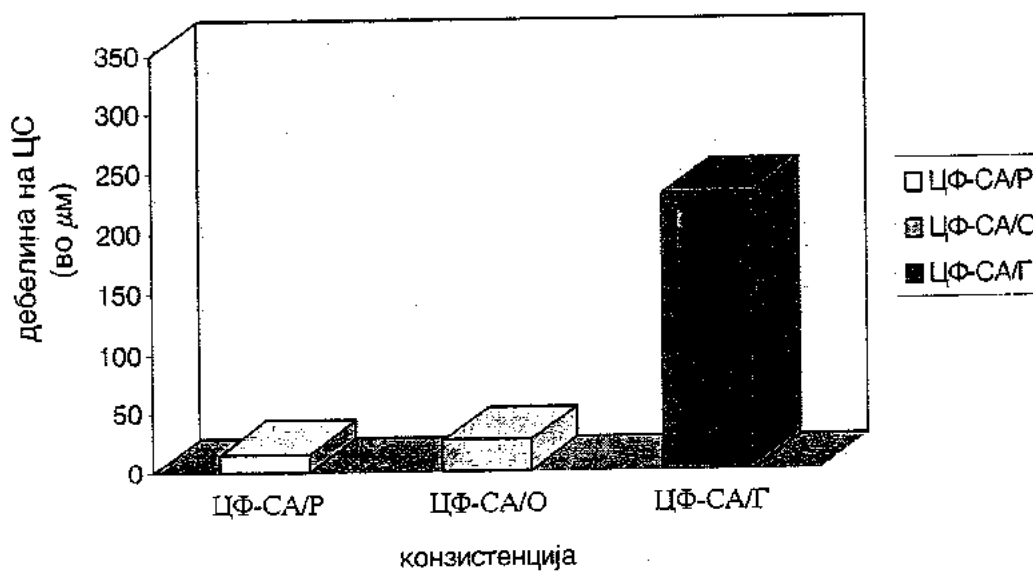
Кај групите со поизразена нехомогеност на измерените вредности на примероците за процена на разликите се направи U - тестот за рангирање на суми (Mann - Whitney's rank sum test), но бидејќи добиените резултати не беа битно различни од резултатите на t - тестот, тие се третираа како контролни и не се прикажани.

Статистичката обработка беше изведена компјутерски на Институтот за епидемиологија во Скопје.

**6.1. Измерена дебелина на цементниот слој (ЦС)
на тестираните примероци**

ГРУПА	ЦФ-СА/Р	ЦФ-СА/О	ЦФ-СА/Г
дебелина на ЦС (во μm)	14	35	225
	22	31	206
	17	24	196
	9	23	239
	8	30	214
	16	19	258
	18	28	243
	12	18	265
	20	26	218
15	30	247	
X	15,1	26,4	231,1
SD	4,5	5,4	22,8

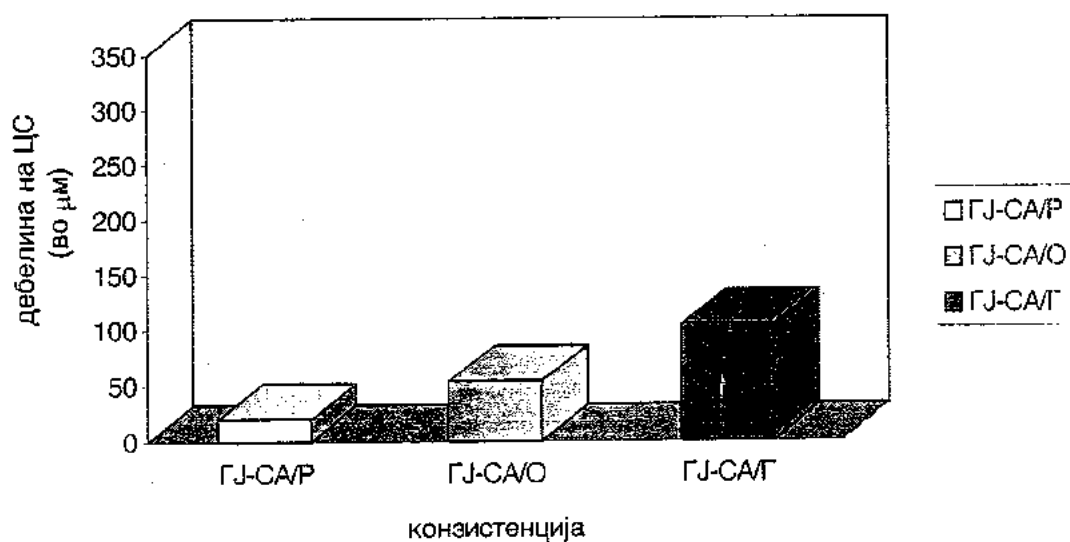
Табела 1. Дебелина на ЦС на цинк-фосфатен цемент измерена со "сендвич" техника по АДА при три различни конзистенции: ретка (Р), оптимална (О) и густа (Г).



Графички приказ на табела 1.

ГРУПА	ГЈ-СА/Р	ГЈ-СА/О	ГЈ-СА/Г
дебелина на ЦС (во μm)	18	39	108
	16	48	90
	26	35	95
	16	59	122
	15	63	110
	20	70	106
	14	46	118
	24	58	102
	22	67	91
19	38	96	
X	19,0	52,3	103,8
SD	4,0	12,7	11,0

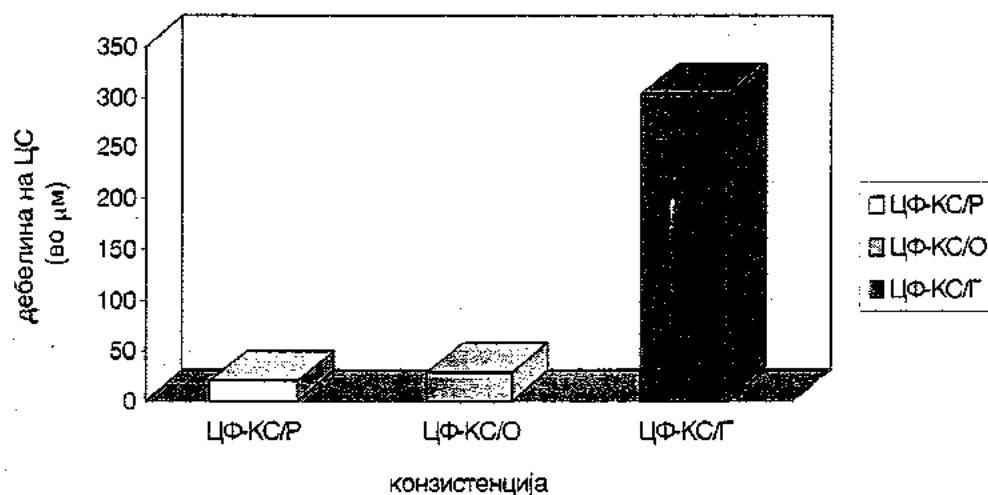
Табела 2. Дебелина на ЦС на глас-јономер цемент измерена со "сендвич" техника по АДА при три различни конзистенции: ретка (Р), оптимална (О) и густа (Г)



Графички приказ на табела 2.

ГРУПА	ЦФ-КС/Р	ЦФ-КС/О	ЦФ-КС/Г
дебелина на ЦС (во μm)	15	32	308
	7	27	265
	20	24	201
	28	16	382
	14	18	214
	10	30	334
	14	36	229
	39	44	488
	22	21	293
	26	41	311
X	19,5	28,9	302,5
SD	9,6	9,5	86,2

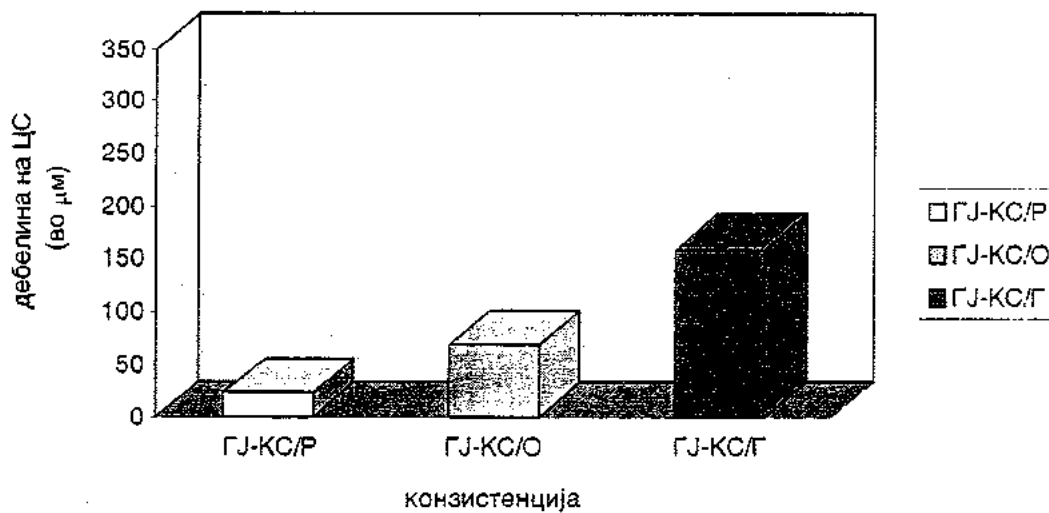
Табела 3. Дебелина на ЦС на цинк-фосфатен цемент измерена со клинички симулирана техника при три различни конзистенции: ретка (Р), оптимална (О) и густа (Г).



Графички приказ на табела 3

ГРУПА	ГЈ-КС/Р	ГЈ-КС/О	ГЈ-КС/Г
дебелина на ЦС (во μm)	26	53	134
	9	72	112
	18	52	177
	21	96	192
	30	49	155
	33	69	181
	30	81	161
	19	88	133
	29	61	212
	22	75	140
X	23,7	69,6	159,7
SD	7,3	15,9	30,9

Табела 4. Дебелина на ЦС на глас-јономер цемент измерена со клинички симулирана техника при три различни конзистенции: ретка (Р), оптимална (О) и густа (Г)



Графички приказ на табела 4.

6.2. Тестирање на влијанието на конзистенцијата

Со користење на t-тест за процена и утврдување на нивото на разликите меѓу аритметичките средини на две статистички групи примероци се испита значајноста на разликите на дебелината на ЦС кај различните конзистенции при што одделно се тестираа групите со ретка (Р) и густа (Г) конзистенција наспроти групата со оптимален сооднос прашок/течност. Добиени се следните резултати:

	ЦФ-СА/Р	ЦФ-СА/О
X	15,5	26,4
SD	4,5	5,4
t	5,05	

$p < 0,05$постои сигнификантна разлика

Табела 5. Процена на разликите во дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент меѓу групите со ретка и оптимална конзистенција измерени со "сендвич" техника по АДА.

Група	ЦФ-СА/О	ЦФ-СА/Г
X	26,4	231,1
SD	5,4	22,8
t	27,57	

$p < 0,05$постои сигнификантна разлика

Табела 6. Процена на разликите во дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент меѓу групите со оптимална и густа конзистенција измерени со "сендвич" техника по АДА.

Група	ГЈ-СА/Р	ГЈ-СА/О
X	19,0	52,3
SD	4,0	12,7
t	7,8	

$p < 0,05$постои сигнификантна разлика

Табела 7. Процена на разликите во дебелината на ЦС на глас-јономер цемент меѓу групите со ретка и оптимална конзистенција измерени со "сендвич" техника по АДА.

Група	ГЈ-СА/О	ГЈ-СА/Г
X	52,3	103,8
SD	12,7	11,0
t	9,6	

$p < 0,05$постои сигнификантна разлика

Табела 8. Процена на разликите во дебелината на ЦС на глас-јономер цемент меѓу групите со оптимална и густа конзистенција измерени со "сендвич" техника по АДА.

Група	ЦФ-КС/Р	ЦФ-КС/О
X	19,5	28,9
SD	9,6	9,5
t	2,2	

$p < 0,05$постои сигнификантна разлика.

Табела 9. Процена на разликите во дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент меѓу групите со ретка и оптимална конзистенција измерени со клинички симулирана техника.

Група	ЦФ-КС/О	ЦФ-КС/Г
X	28,9	302,5
SD	9,5	86,2
t	9,97	

$p < 0,05$постои сигнификантна разлика

Табела 10. Процена на разликите во дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент меѓу групите со оптимална и густа конзистенција измерени со клинички симулирана техника.

Група	ГЈ-КС/Р	ГЈ-КС/О
X	23,7	69,6
SD	7,3	15,9
t	8,28	

$p < 0,05$постои сигнификантна разлика

Табела 11. Процена на разликите во дебелината на ЦС на глас-јономер цемент меѓу групите со ретка и оптимална конзистенција измерени со клинички симулирана техника.

Група	ГЈ-КС/О	ГЈ-КС/Г
X	69,6	159,7
SD	15,9	30,9
t	8,19	

$p < 0,05$постои сигнификантна разлика

Табела 12. Процена на разликите во дебелината на ЦС на глас-јономер цемент меѓу групите со оптимална и густа конзистенција измерена со клинички симулирана техника.

Бидејќи при степен на слобода $n = 18$ табличната вредност за t изнесува 1,96 произлегува дека кај сите тестирани случаи $p < 0,05$ што ја потврдува хипотезата дека конзистенцијата на цементот предизвикува сигнификантни разлики во дебелината на ЦС без оглед со кој тип цемент и со која мерна техника се работи.

6.3 Тестирање на влијанието на мерните техники

Во понатамошната статистичка обработка со t -тест се изврши проценка на разликите во дебелината на ЦС предизвикани заради различните техники на мерење ("сендвич" техника по АДА и клинички симулирана техника) при што меѓусебно се тестираа хомологните групи, односно групи кај кои е користен ист цемент и иста конзистенција, но различна мерна техника. Резултатите се следни:

Група	ЦФ-СА/Р	ЦФ-КС/Р
X	15.1	19.5
SD	4.5	9.6
t	1.31	

$p > 0.05$не постои сигнификантна разлика

Табела 13. Процена на разликите во дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент меѓу групите со ретка конзистенција измерени со различни мерни техники: "сендвич" техника по АДА (СА) и клинички симулирана техника (КС).

Група	ЦФ-СА/О	ЦФ-КС/О
X	26.4	28.9
SD	5.4	9.5
t	0.7	

$p > 0.05$не постои сигнификантна разлика

Табела 14. Процена на разликите во дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент меѓу групите со оптимална конзистенција измерени со различни мерни техники: "сендвич" техника по АДА (СА) и клинички симулирана техника (КС)

Група	ЦФ-СА/Г	ЦФ-КС/Г
X	231.1	302.5
SD	22.8	86.2
t	2.5	

$p < 0.05$ постои сигнификантна разлика

Табела 15. Процена на разликите во дебелината на ЦС на цинк-фосфатен цемент меѓу групите со густа конзистенција измерени со различни мерни техники: "сендвич" техника по АДА (СА) и клинички симулирана техника (КС)

Група	ГЈ-СА/Р	ГЈ-КС/Р
X	19.0	23.7
SD	4.0	7.3
t	1.78	

$p > 0.05$не постои сигнификантна разлика

Табела 16. Процена на разликите во дебелината на ЦС на глас-јономер цемент меѓу групите со ретка конзистенција измерени со различни мерни техники: "сендвич" техника по АДА (СА) и клинички симулирана техника (КС).

Група	ГЈ-СА/О	ГЈ-КС/О
X	52.3	69.6
SD	12.7	15.9
t	2.68	

$p < 0.05$ постои сигнификантна разлика

Табела 17. Процена на разликите во дебелината на ЦС на глас-јономер цемент меѓу групите со оптимална конзистенција измерени со различни мерни техники: "сендвич" техника по АДА (СА) и клинички симулирана техника (КС).

Група	ГЈ-СА/Г	ГЈ-КС/Г
X	103.8	159.7
SD	11.0	30.9
t	5.38	

$p < 0.05$ постои сигнификантна разлика

Табела 18. Процена на разликите во дебелината на ЦС на глас-јономер цемент меѓу групите со густа конзистенција измерени со различни мерни техники: "сендвич" техника по АДА (СА) и клинички симулирана техника (КС).

И во овој случај при степен на слобода $n = 18$ табличната вредност за t изнесува 1.96. При меѓусебното тестирање на групите од цинк-фосфатен и глас-јономерен цемент со ретка конзистенција и групите цинк-фосфатен цемент со оптимална конзистенција се добија вредности за t помали од табличната, односно $p > 0.05$ што укажува дека кај нив вредностите на дебелината на ЦС не се сигнификантно различни без оглед дали се измерени со "сендвич" техниката по АДА или клинички симулираната техника. Наспроти ова, кај групите со густа конзистенција на

обата цемента и кај групите глас-јономер цемент со оптимална конзистенција $p < 0.05$, па измерените вредности со едната техника сигнификантно се разликуваат од вредностите измерени со другата техника. Конкретно, со клинички симулираната техника се добија поголеми измерени вредности за дебелината на ЦС, но само кај оптималната конзистенција на глас-јономерот и кај густите конзистенции на двата цемента, додека вредностите измерени кај ретката конзистенција на цементите покажаа изедначеност на двете техники.

7. ДИСКУСИЈА

Квалитетот на фиксно-протетичкиот третман зависи подеднакво од правилната изведба на сите фази во целиот тек на реставративната процедура. Инсуфициентното позиционирање на фиксната конструкција при нејзиното дефинитивно цементирање е со дотолку подраматичен ефект, бидејќи токму во финалето ги деградира сите претходни напори, макар колку тие да биле успешни. Интимното налегнување на техничката конструкција врз забите носачи е директно асоцирано со постигнатата дебелина на цементниот слој (ЦС). Познавањето на актуелниот статус на проблемот на дебелината на ЦС е само еден сегмент од вкупните биолошки и физички барања што се поставуваат за секој цемент, но за него треба сериозно да се води сметка како при изборот на средството за дефинитивно цементирање, така и при самата техничка изведба на оваа завршна фаза.

Претходно е нагласено дека за мерење на дебелината на ЦС постојат две експериментални техники: 1. "сендвич" техника (СА) со рамни плочки, вообичаено од стакло, плексиглас или метал, која ја користи и препорачува АДА и 2. клинички симулираната техника (КС) со препарирани забни трупчиња и према нив соодветно изработени капици. Кај двете техники за дебелина на ЦС се зема разликата во висината измерена по и пред апликацијата на средството за цементирање. Валидноста на методологијата на работа со обете мерни техники е неспорна и тие се општо

прифатени. Сепак, екстремно малата и прецизна мерна единица како што е микрометарот (μm) наспроти релетирачките мерења на експерименталните примероци кај кои е практично неизводливо со толку висока точност да се повторуваат истите димензии, параметри и работни услови, може да доведе до послаба хомогеност на резултатите во секоја група што се забележува преку релативно повисоката вредност на коефициентот на варијација (се добива кога стандардната варијација на резултатот на групата се пресмета како процент од аритметичката средина на таа група, 37). Резултатите од групите кај кои мерењето е изведено со клинички симулираната техника, без оглед на типот на цементот и неговата конзистенција, имаат повисок коефициент на варијација, односно нешто послаба хомогеност (19,35% - 49,23%), споредени со групите кај кои се користеше "сендвич" техника по АДА (10,59% - 29,80%). Тоа е и очекувано кога ќе се земе во предвид дека кај клинички симулираната техника секое забно трупче е индивидуално препарирано, со различен степен на коничност и различни димензии (премолари и молари) што заради истиот износ на компресивната сила доведува до постоење на одредени мали разлики во односот сила / површина. Повисока SD се забележува и кај други автори кои ја мереле дебелината на ЦС. Кај Коуано и сор. (29) таа се движи од 20% до над 50% од аритметичката средина, а кај Wu и Wilson (68) коефициентот на варијација за групите цинк-фосфатен цемент е од 10-77%.

Меѓутоа, дискутабилно е дали е ова недостаток или пак предност на клинички симулираната техника бидејќи со ваквите експериментални услови таа е многу блиску до разнообразието во секојдневната фиксно-протетичка рутина. Затоа, според повеќе автори (68), реални вредности на измерените параметри и нивна практична веродостојност се добиваат само кога се работи со природни заби. Користењето истоветни метални или пластични

шаблони на препарирани забни трупчиња би ја зголемило хомогеноста на измерените резултати во групите, но тие би се однесувале само на унифицирано димензиониран забни што во пракса не постои.

Кај групите со оптимален сооднос прашок / течност, чии резултати во испитувањето се земени како контролни, беше измерена просечна дебелина на ЦС од $26,4 \pm 5,4$ μm со "сендвич" техниката, односно $28,9 \pm 9,5$ μm со клинички симулираната техника кај цинк-фосфатниот цемент, а $52,3 \pm 12,7$ μm односно $69,6 \pm 15,9$ μm кај глас-јономер цементот. Овие резултати на цинк-фосфатниот цемент "Цегал НВ" се минимално над горната толерантна граница за дебелина на ЦС од 25 μm , пропишана со спецификацијата бр. 8 на АДА. Тие кореспондираат со наодите на Wu и Wilson (68) кои со клинички симулирана техника измериле 31 ± 4 μm при постоење дозиран меѓупростор од 80 μm (во нашето истражување меѓупросторот изнесува околу 100 μm) и на White и Zhaokun (61) чија измерена просечна дебелина на ЦС со модифицирана "сендвич" АДА техника е од 20,1 до 28 μm , а за резултати меѓу 25 и 35 μm известува во своите две испитувања и Windeler (66,67) без оглед дали ја користел "сендвич" техниката по АДА или клинички симулираната техника.

За вредности кај цинк-фосфатниот цемент помали од изнесените во ова испитување укажуваат Yu и сор. (69) кои измериле најмала просечна дебелина на ЦС од само 7,4 μm . Според мислењето на Grajower и сор (11) во одредени точки неможе да се исклучи можноста дури и за директен контакт меѓу металот и дентинот на препарираниот заб што се должи на нерамнините на внатрешната страна од коронката или капицата кои и по внимателното состружување и песочење се движат меѓу 5 и 11 μm .

Наспроти овие мали вредности на ЦС стојат испитувањата

на неколку други автори кои измериле поголема дебелина со резултати што се движат од 84 μm кај Grieve (цит. по 11), 119 μm кај Miller и Tjan (36), 141,4 μm кај Kay, Jablonski и Dogon (25), 203 μm кај Rosenstiel и Gegauff (48), па се до екстремната елевација од 435 μm кај Moore и сор. (43) и 547 μm кај Carter и Wilson (3).

Што се однесува пак до глас-јономерниот цемент нашите мерења за дебелината на ЦС кај "Merop" укажуваат дека со вредност од просечно $52,3 \pm 12,7 \mu\text{m}$, односно $69,6 \pm 15,9 \mu\text{m}$ (зависно од мерната техника) тој не е во рамките на стандардите дадени од Америчката Дентална Асоцијација во ревидираната спецификација бр.8 кои пропишуваат до 25 μm за цементите тип I, а до 40 μm за цементите тип II (47).

Заради фактот дека глас-јономер цементите се во поширока употреба од релативно понов датум, литературните податоци повеќе се однесуваат на нивниот состав, биолошка прифатливост и способноста да отпуштаат јони на флуор, додека за дебелината на ЦС се поскумомни, што ја стеснува можноста за евентуална компарација.

White и Zhaokun (62) со "сендвич" техника по АДА, кај 3 различни глас-јономерни цемента, измериле вредности од 19,5 - 25,4 μm , Wang и сор. (60) со клинички симулираната техника од -5 до 43 μm , а Kyrios и сор. (3), користејќи ги двете мерни техники изнесуваат дека глас-јономерните средства за дефинитивно цементирање кои тие ги испитувале ги задоволуваат барањата за цемента тип I.

Причините за големиот распон на измерените вредности (особено кај цинк-фосфатниот цемент), кои според Dimashkieh и сор. (6) се движат меѓу 50 и 400 μm , а според нашите сознанија од прегледаната литература се дури и поголеми, од -5 да 547 μm , се должат на разликите во експерименталните услови и влијанието

што го имаат факторите кои ја детерминираат дебелината на ЦС. Секој од овие фактори е во одреден сооднос и со позитивен или негативен ефект врз дебелината на ЦС.

Според веќе цитираните White и Zhaokun (62), различни *видови* цемента формираат индивидуална, карактеристична дебелина на ЦС која се движи од 9,7 до 106,7 μm , а и Grajower и сор. (11) откриваат висока сигнификантност ($p < 0.0001$) за зависноста на разликите меѓу дебелината на ЦС и видот на средството за цементирање.

Van Nortwick и Gettleman (58) го потенцираат значењето на *меѓупросторот* изнесувајќи дека дебелината на ЦС опаднала од просечно 333 μm кај коронките без меѓупростор на 52 μm кај коронки изработени со меѓупростор.

Односот меѓу *интензивноста на силата* и налегнувањето на коронката го следи правилото дека со порастот на компресивната сила се смалува дебелината на ЦС (20, 25).

Oliveira и сор. (44) укажува на ефектот што го има *односој сила / површина* измерувајќи при дејство на иста компресивна сила ЦС од 49,78 μm при цементирање инлеи, наспроти 89,35 μm при цементирањето коронки.

Kouano и сор. (29) наведуваат дека доколку компресивната сила се аплицира *динамично*, со последователно зголемување и намалување на силата во вид на вибрирање, дебелината на ЦС се редуцира за 1/3 споредено со цементирањето изведено со *статичка* сила во ист износ, а според Rosenstiel и Gegauff (48) динамизирањето на силата го намалува слојот за околу 200 μm .

Miller (36) измерил изразито намалување на дебелината на ЦС (за околу 70%) на примероците кај кои дополнително пред цементирањето препарирал *жлеб* на една од вертикалните страни, а слични резултати се добиени кај коронки со *пер-*

форација која по цементирањето се затвара.

Еден од овие фактори е и *конзистенцијата* на средството за дефинитивно цементирање чие што влијание е анализирано во вториот дел на ова истражување (поглавје 6.2.). Добиените резултати покажаа дека конзистенцијата на цементот предизвикува сигнификантни разлики во дебелината на ЦС и кај цинк-фосфатниот цемент "Цегал НВ" (табели 5,6,9 и 10) и кај глас-јономерот "Мероп" (табели 7,8,11 и 12) без оглед со која мерна техника се работи. При тоа со ретката конзистенција и кај двата типа цемента се формира дебелина на ЦС под 25 μm и тоа $15,1 \pm 4,5 \mu\text{m}$ со "сендвич" техниката по АДА и $19,5 \pm 9,6 \mu\text{m}$ со клинички симулираната техника кај "Цегал НВ", а $19,0 \pm 4,0 \mu\text{m}$ и $23,7 \pm 7,3 \mu\text{m}$ кај "Мероп".

Очигледно е дека и во овој случај кај цинк-фосфатниот цемент се измерени пониски вредности, но затоа при споредба на дебелината на ЦС кај ретката наспроти оптималната конзистенција се забележува поголемо намалување кај глас-јономерниот цемент кај кој опаѓањето е 63,7% при користење "сендвич" техника по АДА и 65,9% со клинички симулираната техника, додека кај цинк-фосфатот е 42,8% односно 32,5%. Слична динамика на опаѓање на дебелината на ЦС кај цинк-фосфатниот цемент при намалување на количината прашок за 1/4 под оптималниот сооднос изнесува и Jorgensen (20) со пад од просечно 33 μm на просечно 22 μm .

Причина за намалувањето на дебелината на ЦС во случаите кога цементната мешавина е спремена со редуцирано количество прашок е нејзината зголемена течливост. Но, иако ваквиот начин на зголемувањето на течливоста на замешаниот цемент изгледа како ефикасно решение за минимизирање на дебелината на ЦС, во пракса тоа не е прифатено. Според McComb (33) редуцијата на количината прашок секогаш е следена со

пролонгирано низок рН (ацидитет) на цементот и негова смалена отпорност кон силите на притисок и извлекување. Stanley (52) ги наведува испитувањата на Smith според кој рН кај ретко замешаните цемента е само малку над 2,0 и останува значителна количина слободна киселина, па се јавува зголемен процент на заби носачи кои по цементирањето реагираат со хиперсензитивност и пулпална инфламација, а резултатите на Christensen (4) го потврдуваат сигнификантното опаѓање на ретенционата способност на ваквите цемента.

При споредба на разликите во дебелината на ЦС измерена при оптимална и густа конзистенција, изведената статистичка анализа покажа уште поизразена сигнификантност. Со зголемување на количеството прашок за 1/4 се појави голем скок во дебелината на ЦС на цинк-фосфатниот цемент "Цегал НВ" и тоа кај вредностите измерени со "сендвич" техниката по АДА од $26,4 \pm 5,4 \mu\text{m}$ на $231,1 \pm 22,8 \mu\text{m}$, а кај клинички симулираната техника од $28,9 \pm 9,5 \mu\text{m}$ на $302,5 \pm 86,2 \mu\text{m}$ (табела 1 и 3). Кај глас-јономерниот цемент "Мегон" порастот на дебелината е поумерен и во зависност од мерната техника се покачува од $52,3 \pm 12,7 \mu\text{m}$ на $103,8 \pm 11,0 \mu\text{m}$, односно од $69,6 \pm 15,9 \mu\text{m}$ на $159,7 \pm 30,9 \mu\text{m}$ (табела 2 и 4). Ова значи дека при зголемување на количеството прашок, цинк-фосфатниот цемент е поосетлив и покажува поголем раст на дебелината на ЦС отколку глас-јономерот што е обратно од состојбата која се јави кога во цементната мешавина количеството прашок беше редуцирано. Големата елевација на фиксно-протетичката конструкција кога за нејзино фиксирање е употребен цемент со густа конзистенција доведува до предвремен трауматски контакт со антагонистите и до зголемување на циркуларниот простор меѓу работ на коронката и демаркационата линија каде експонираниот цемент е изложен на постапно промивање под дејство на оралните флуиди. Брзината на раст-

варањето на средството за цементирање според Jacobs и Windeler (19) зависи од ширината на овој простор и од константата на растворливост која е различна за секој цемент. Потполната дезинтеграција на цементот во маргиналниот дел резултира со брза бактериска инвазија во каналчињата на цервикалниот дентин, за која Branstrom (1) тврди дека настанува за само две недели, со можност за појава на кариес. Како побенигна последица е состојбата кога заради премногу дебел ЦС и широко маргинално отстојување дошло до брзо растварање на голем дел од цементот на аксијалните површини и расцементирање на конструкцијата.

Во третиот дел од прикажувањето на резултатите (поглавје 6.3.) извршивме анализа на евентуалните разлики во измерените вредности меѓу групите со ист цемент и иста конзистенција што би се должеле на различните мерни техники. Изборот на мерна техника зависи од афинитетот и личната процена на испитувачот за нивната ефикасност и релевантност. Клинички симулираната техника е всушност копија на процедурата со која во пракса се изведува цементирањето, а зад "сендвич" техниката стои авторитетот на Америчката дентална асоцијација. Без преферирање на некоја од нив, а со цел изведените мерења да се што пообјективни, во ова испитување беа користени и двете техники. Кај групите со ретка конзистенција на двата цемента и групите цинк-фосфатен цемент со оптимална конзистенција измерените вредности на дебелината на ЦС со едната или другата техника не беа меѓусебе сигнификантно различни (табела 13,14 и 16). Споредувањето на измерените вредности меѓу едната и другата техника покажа постоење сигнификантни разлики кај групите со густа конзистенција на обата цемента и групите со оптимална конзистенција на глас-јономерниот цемент при што кај овие групи се измери поголема дебелина на ЦС со клинички симулираната техника (табела 15,17 и 18).

Сметаме дека причина за ваквата разлика е фактот дека кај "сендвич" техниката по АДА и покрај погустата конзистенција и смалената способност за течење на цементот, тој под дејство на компресивната сила полесно се движи по мазната површина на стаклените плочки, а и правецот на ширење му е во една рамнина, односно праволиниски. Спротивно на ова, рапавата внатрешност на коронката и на препарираниот заб и промената на правецот на движење од хоризонтален на оклузалната површина во вертикален на аксијалните ѕидови, 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 што го блокира понатамошното спуштање на фиксно-протетичката конструкција.

Овие разлики во измерените вредности како последица на различните техники што се користени, сепак не ја доведуваат во прашање нивната основна намена да во експериментални услови се верифицира постоењето на ЦС и неговата дебелина на чие покачување особено влијае користењето густа конзистенција на цементот.

Во контекст на превенција на недоволното налегнување на конструкцијата при цементирањето препорачуваме неколкукратно пробно замешување цемент со сооднос на компонентите прашок/течност според упатството на производителот за да терапевтот и асистентот добро ја запознаат неговата оптимално пропишана конзистенција. За подолготрајно одржување на саканата конзистенција со што се продолжува времетраењето на истекувањето на вишокот цемент исто така е препорачливо редуцирање на работната температура со ладење на плочката за мешање. Испитувањата на Windeler (66) потврдуваат дека со цемент замешан на пониска температура се формира ЦС со помала

дебелина.

Бидејќи и средствата за привремено цементирање имаат одредена дебелина на ЦС, според Suthers и Wise (55) кај цинк-оксид еугенолот таа изнесува од 11,5 - 42,9 μm), пробата на фиксно-протетичката конструкција треба да се изведе со нејзино поставување на забите носачи со привремен цемент па така да се изврши реоклузијата и реартикулацијата. На овој начин во значителна мерка ќе се компензира подигањето на конструкцијата при нејзиното цементирање.

Како последна мерка на претпазливост која според Мирчев (38) треба постојано да се применува особено кај метал-керамичките изработки, се препорачува веднаш по дефинитивното цементирање уште една контрола со артикулациона хартија и состружување на евентуалните супраконтакти.

8. ЗАКЛУЧОЦИ

Врз основа на добиените резултати со применетата методологија на истражување, во однос на поставените хипотези може да се извлечат следните заклучоци:

1. Средствата за дефинитивно цементирање на фиксно-протетичките конструкции "Цегал НВ", цинк фосфатен цемент и "Мегон", глас-јономер цемент, формираат слој чија дебелина предизвикува елевација (подигање) на техничката супраструктура споредено со нејзината позиција пред цементирањето.
2. Цинк-фосфатниот цемент "Цегал НВ" при оптимален сооднос прашок/течност покажува помала дебелина на цементниот слој во споредба со глас-јономерниот цемент "Мегон" и тоа за 49,52% при мерење со "сандвич" техниката по АДА, а за 58,48% при мерење со клинички симулираната техника.
3. Кај двата типа цемента употребата на поретка конзистенција резултира со намалување на дебелината на цементниот слој, додека погустата конзистенција доведува до пораст на истата.
4. Намалувањето на дебелината на цементниот слој како резултат на користењето поретка конзистенција е поизразено кај глас-јономерниот цемент, а нејзиното зголемување при користењето густа конзистенција е поголемо кај цинк-фосфатниот цемент.

5. Измерената дебелина на цементниот слој со "сендвич" техниката по АДА е помала споредено со резултатите на мерењето со клинички симулираната техника без оглед на типот и конзистенцијата на цементот. Овие разлики меѓу мерните техники не се статистички значајни кога конзистенцијата на цементите е ретка, додека кај густата конзистенција се јавува статистички значајна разлика.
6. Презентираните заклучоци наведуваат да препорачаме:
- при пробата на фиксно-протетичката конструкција финалното усогласување на оклузијата и артикулацијата да се изведува при нејзина поставка на забите носачи со некое средство за привремено цементирање кое заради сопствената дебелина на слојот ќе ја позиционира реставрацијата во слична релација со антагонистите како што тоа ќе биде случај по дефинитивното цементирање.
 - контрола при дозирањето на соодносот на компонентите прашок/течност за да се превенира припрема на цементна мешавина со густа конзистенција која формира премногу дебел цементен слој предизвикувајќи нетолерантна елевација на фиксно-протетичката конструкција со сите негативни консеквенци што од тоа произлегуваат.

9. ЛИТЕРАТУРА

1. Brannstrom M. Reducing the risk of sensitivity and pulpal complications after the placement of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27(10):673-8.
2. Campagni WV, Wright W, Martinoff JT. Effects of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. *J Prosthet Dent* 1986; 55 (3):324-8.
3. Carter SM, Wilson PR. The effect of die-spacing on crown retention. *Int J Prosthodont* 1996; 9(1):21-9.
4. Christensen GJ. Glass - ionomer as a luting material. *JADA* 1990; Jan 120 (1):59-62.
5. 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: 614-8.
6. Dimashkieh MR, Davies EH, von Fraunhofer JA. Measurement of the cement film thickness beneath full crown restorations. *Br Dent J* 1974; 137: 281-4.
7. 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.
8. Galenika: Stomatoloski vademekum. Beograd, 1976.
9. Gegauff GA, Rosenstiel SF. Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. *J Prosthet Dent* 1989;61(6): 655-8.

10. Grajower R, Lewinstein I, Zelcer C. The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. *J Oral Rehabil* 1985; 12:235-45.
11. Grajower R, Lewinstein I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J Prosthet Dent* 1983; 49:663.
12. Grund P, Raab WH. Zur pulpatoxizität von befestigungszementen. *Dtsch Zahnharztl Z* 1990 Nov; 45 (11): 736-9 (engl abstr).
13. Hager TS, Gardner FM, Edge MJ. The effect of selective die spacer placement techniques on the seatibility of castings. *J Prosthodont* 1993 Mar; 2(1); 56-60 (engl. Abstr.).
14. Hammerle CH, Mesaric W, Lang NP. Marginal fit of porcelain crowns with galvanized frames. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994; 104(6): 740-5, (engl.abstr.).
15. Hoard RJ, Caputo AA, Contino RM, Koenig ME. Inracoronal pressure during crown cementation. *J Prosthet Dent* 1978; 40(5): 520-5.
16. Holmes JR, Pilcher ES, Rivers JA, Stewart RM. Marginal fit of electroformed ceramometal crowns. *J Prosthodont* 1996 Jun; 5(2): 111-4.
17. Hume WR, Mount GJ. In vitro studies on the potential for pulpal cytotoxicity of glass ionomer cements. *J Dent Res* 1988; 67 (6): 915-8.
18. Ivancevic-Medic V. Inracoronal hydraulic pressure during crown cementation. *Book of Abstracts, 2-nd Congress of the Balcan Stomatological Society, Belgrade* 1997; 159.
19. 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.
20. Jorgensen KD. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 1960; 18: 480-9.
21. Jorgensen KD. Structure of the film of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 1960; 18: 491-8.
22. Karadzov O, Kezele D, Kuburovic D. Materijali za zubne ispune. Beograd, Decje Novine 1990.
23. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993 Jun; 51(3): 129-34.
24. Kawahara H, Imanishi Y, Oshima H. Biological evaluation on glass-ionomer cement. *J Dent Res* 1979; 58(3): 1080-6.
25. Kay GW, Jablonski DA, Dogon IL. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: A computer stimulation study. *J Prosthet Dent* 1986;55(1):13-8.
26. Kern M, Kleimeier B, Schaller HG, Strub JR. Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement. *Int J Prosthodont* 1996 Feb; 75(2): 159-62.
27. Klotzer WD. Pulp reactions to a glass ionomer cement, *J Dent Res* 1954:678 (Engl abstr).
28. Kosovcevic M, Maric D, Petrovic A, Lisjak Dj. Cementi u stomatoloskoj praksi. *Stom Gl Srb* 1972 (vanredni broj); 227-33.
29. Koyano E, Iwaku M, Fusayama T. Pressuring techniques and cement thickness for cast restorations. *J Prosthet Dent* 1978; 40 (5): 544-8.

30. Kydd WL, Nicholls JI, 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/
31. Kyrios DM, Duke SE, Windeler SA. Glass-ionomer cement film thickness and working time. *J Prosthet Dent* 1989; 62(5):533-6.
32. Lofstrom LH, Barakat MM. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent* 1989; 61(6): 664-9.
33. McComb D. Adhesive luting cements - Classes, criteria and usage. *Compendium* ; 1996 Aug ; 17(8): 759-79.
34. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131: 107-11.
35. Meryon SD, Stephens PG, Browne RM. A comparison of the in vitro cytotoxicity of two glass-ionomer cements. *J Dent Res* 1983; 62(6):769-73.
36. Miller DG, Tjan HLA. The internal escape channel: A solution to incomplete seating of full cast crowns. *JADA* 1982;104:322-4.
37. Milosevic BU. Statistika u medicinskoj praksi i medicinskim istrazivanjima. Institut za strucno usovrsavanje i specijalizaciju zdravstvenih radnika. Beograd 1971; 346p.
38. Мирчев Е. Клиника на фиксната стоматолошка протетика. Скопје, НИП Студентски збор, 1996.
39. Мирчев Е. Стоматолошка технологија-неметали и метали. Скопје, Просветно дело, 1987.
40. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light cured glass-

- ionomer liner/base. J Dent Res
41. Mitra SB. In vitro fluoride release from a light cured glass-ionomer liner/base. J Dent Res 1991;70(1):75-8.
 42. Младеновиќ Д. Анализа на количината на неврзана фосфорна киселина од примероци од фосфатен цемент и нејзиното влијание врз состојбата на импрегнираните истружени површини. Макед Стоматол Прегл 1991; 15(1-2): 45-52.
 43. Moore JA et al. Marginal distortion of cast restorations induced by cementation. J Prosthet Dent 1985;54:336-40.
 44. Oliveira JF et al. Influence of pressure and vibration during cementation. J Prosthet Dent 1979; 41(2):173-
 45. Papic S. Gnatodinamometrija kao klinicka i anucna metoda. Vo: Suvin M, Branovacki D i sur. Dostgnuca u stomatoloskoj protetici 2. Zagreb, Liber, 1985; 69-78.
 46. Pilo R et al. Incomplete seating of cemented crowns: a literature review. J Prosthet Dent 1988;59(4): 429-33.
 47. Revised American National Standards Institute / American Dental Association Specification No. 8 for Zinc Phosphate Cement. JADA 1978; 96:121-3.
 48. Rosenstiel SF, Gegauff GA. Improving the cementation of complete cast crowns: a comparison of static and dynamic seating methods. JADA 1988;117: 843-8.
 49. Schwartz IS. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. J Prosthet Dent 1986; 56:279-83.
 50. Smith DC, Ruse DN. Acidity of glass-ionomer cements during setting and

- it's relations to pulp sensitivity. JADA 1986;112:654-7.
51. Smith DC. Composition and characteristics of glass ionomer cements. JADA 1990;120(1):20-2.
 52. Stanley HR. Pulpal responses to ionomer cements-biological characteristics. JADA 1990;120(1): 25-9.
 53. Sutalo J i sur. Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva. Zagreb, Naklada Zadro, 1994.
 54. Sutherland JK, Loney RW, Syed S. Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. J Prosthodont 1995 Sep; 4(3):173-7.
 55. Suthers DM, Wise DM. Influence of cementing medium on the accuracy of the remount procedure. J Prosthet Dent 1982; 47:377-83.
 56. Suvin M, Kosovel Z. Fiksna protetika. Skolska knjiga, Zagreb, 1980.
 57. Utz KH, Gruner M, Vothknecht R. Zervikale Diskrepanzen und Randschlusdichte von Vollguskronen in Abhangigkeit vom Befestigungszement. Dtsch Zahnarztl Z 1989; 44 (11):901-4.
 58. Van Nortwick WT, Gettleman L. Effect of internal relief, vibration and veriting on the vertical seating of cemented crowns. J Prosthet Dent 1981; 45 (4): 395-9.
 59. Voco: Dental programm. Cuxhaven, Germany, 1993.
 60. 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.

61. White SN, Kipnis V. The three-dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. *Int J Prosthodont* 1993 Maj-Jun; 6(3): 240-54.
62. White SN, Zhaokun Y. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992; 67(6): 782-5.
63. Wilson PR. Deformation of vented crowns with fluids of differing viscosities. *Aust Dent J* 1993 Apr; 38(2): 97-101, (engl.abstr.).
64. Wilson PR. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1994 Jun; 71(6): 560-4.
65. Wilson PR. The effect of die spacing on crown deformation and seating time. *Int J Prosthodont* 1993 Jul-Aug ; 6(4): 397-401.
66. Windeler SA. Powder enrichment effects on film thickness of zinc phosphate cement. *J Prosthet Dent* 1979;42:299-303.
67. Windeler SA. The use of film thickness to measure working time of zinc phosphate cements. *J Dent Res* 1978; 57(5-6): 697-701.
68. Wu JC, Wilson PR. Optimal cement space for resin luting cements. *Intern J Prosthodontics* 1994;7(3): 209-14.
69. Yu Z, Strutz JM, Kipmis V., White SN. Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J Prosthodont* 1995 Dec; 4(4): 251-5.
70. Zivko J, Kosovel Z. Rekonstruktivni zahvati i zvacne sile. Vo: Suvin M, Brnovacki D i sur. Dostignuca u stomatoloskoj protetici 2. Zagreb, Liber , 1985; 79-93.