



УНИВЕРЗИТЕТ “СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ” – СКОПЈЕ

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - СКОПЈЕ

КАТЕДРА ПО СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА

Кандидат: Наташа И. Ставрева

**ПРОЦЕНА НА МЕХАНИЧКАТА ОТПОРНОСТ
НА БЕЗМЕТАЛНИТЕ КОРОНКИ ВО ОДНОС
НА ВИДОТ НА ПРЕПАРАЦИЈА НА ЗАБОТ
ВО КОРЕЛАЦИЈА СО *FERRULE EFFECT***

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

Ментор: Проф. д-р Љубен Гугувчевски

Скопје, 2015 година



УНИВЕРЗИТЕТ “СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ” – СКОПЈЕ

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - СКОПЈЕ

КАТЕДРА ПО СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА

Кандидат: Наташа И. Ставрева

**ПРОЦЕНА НА МЕХАНИЧКАТА ОТПОРНОСТ
НА БЕЗМЕТАЛНИТЕ КОРОНКИ ВО ОДНОС
НА ВИДОТ НА ПРЕПАРАЦИЈА НА ЗАБОТ
ВО КОРЕЛАЦИЈА СО *FERRULE EFFECT***

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

Ментор: Проф. д-р Љубен Гугувчевски

Скопје, 2015 година

На мојот драг татко

Илија Павлоски

Благодарност

Прво, со почит да се заблагодарам на мојот ментор **Проф. д-р Љубен Гугувчевски**, вистински професионалец во својата област, што со стручните и практични совети, несебичната поддршка, вложен напор и упорност, ми помогна во реализацијата на овој докторски труд. Менторе, Ви благодарам за сè.

Благодарност изразувам до мојот коментор **Проф. д-р Мери Цветковска** за стручните совети и сугестии во научно-истражувачката работа и за искрената поддршка во текот на изработката на овој труд. Чувствував дека во секој момент имам искрен пријател и човек со кого можам да соработувам и да се посоветувам. Ви благодарам многу.

Искрена благодарност упатувам и до **Проф. д-р Бети Зафирова Ивановска**. Работата со неа ми претставуваше особено задоволство, поддршката што ја добивав многу ми значеше, како и добрината што ми ја укажа и ми помогна во тешките моменти во животот.

Благодарност до членовите на рецензентската комисија: **Проф. д-р Весна Коруноска Стефковска**, **Проф. д-р Никола Гиговски** и **Проф. д-р Билјана Капушевска** од Катедрата за стоматолошка протетика при Стоматолошкиот факултет – Скопје и **Проф. д-р Ана Тромбева Гаврилоска** од Архитектонскиот факултет – Скопје.

На моите мили родители **Даница** и **Илија Павлоски** им должам особена благодарност за мудрите зборови, поуки и животни насоки, за огромната поддршка во најтешките моменти, како и несебичната и безусловна љубов и пожртвуваност, без кои не ќе можев да бидам онаква личност како што сум денес.

На крај, се заблагодарувам на мојот сопруг **Александар** и мојата ќеркичка **Ева** за непресушната љубов, моралната поддршка, трпение и огромно разбирање во тешките моменти при создавањето на овој труд. Благодарност до Господ Бог за новиот живот, кој растеше како што растеше и овој труд.

Авторот

СОДРЖИНА

КРАТЕНКИ	6
СИМБОЛИ	7
АПСТРАКТ	9
ABSTRACT	14
1. ВОВЕД	18
2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА	24
2.1 Дефиниција и историја на керамиката	24
2.2 Класификација на денталните керамички материјали	26
2.2.1 Класификација според начинот на изработка	26
2.2.2 Класификација според микроструктурата	27
2.2.3 Класификација според клиничка апликација (употреба)	30
2.2.4 Класификација според температура на синтерување	30
2.3 Циркониум-оксидна керамика	30
2.3.1 Трансформациско зајакнување	32
2.4 Стареење на ниска температура	34
2.5 Карактеристики на циркониум-оксидната керамика	35
2.5.1 Механички и хемиски особини	35
2.5.2 Биокompatibilност	37
2.5.3 Радиоактивност	38
2.5.4 Оптички карактеристики	39
2.6 Видови на циркониумска керамика застапени во стоматологијата	39
2.6.1 Zirconia-toughened alumina (ZTA)	39
2.6.2 Magnesium partially stabilized zirconia (Mg-PSZ)	40
2.6.3 Yttrium tetragonal zirconia polycrystals (3Y-TZP)	41
2.7 Мека обработка	42
2.8 Тврда обработка	43
2.9 Употреба на цирконија во стоматологијата	43
2.9.1 Интра-радикуларни колчиња	44
2.9.2 Ортодонтски брикети	45
2.9.3 Орални импланти	45
2.9.4 Абатменти за импланти	46
2.9.5 Фасети	47
2.9.6 Фиксно протетски субструктури	48
2.10 Фактори кои влијаат на квалитетот и успешноста на изработките	50
2.10.1 Фактори поврзани со пациентот	50
2.10.2 Фактори поврзани со процесот на изработка и лекарот-стом.	51

2.11	Циркониумски коронки	51
2.12	Видови на препарација	54
2.13	Агол на конвергенција	57
2.14	Видови на цементи (дентални лепила) користени кај без-металните изработки	58
2.15	Ferulle effect	59
3.	ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО	62
4.	ХИПОТЕЗИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО	63
5.	МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ	64
5.1	Припрема на експерименталните примероци	64
5.2	Изработка на експерименталните капици	67
5.3	Цементирање на без-металните изработки	72
5.3.1	Цементирање на прва серија капици	72
5.3.2	Цементирање на втора серија капици	74
5.3.3	Цементирање на трета серија капици	75
5.4	Тестирање на примероците	76
5.5	Статистичка анализа	78
5.6	Проценка на типот на фрактура на експерименталните примероци	79
6.	РЕЗУЛТАТИ	81
7.	ДИСКУСИЈА	115
8.	ЗАКЛУЧОК	140
9.	ЛИТЕРАТУРА	142

КРАТЕНКИ

ABK – агол на вкупна конвергенција

п.н.е. – пред нашата ера

САД – Соединети Американски Држави

и сор. – и соработниците

1 група – абатменти со тангенцијална препарација и ABK од 12°

2 група – абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK од 12°

3 група – абатменти со препарација со олуковидна стапалка и ABK од 12°

4 група – абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и ABK од 12°

5 група – абатменти со тангенцијална препарација и ABK од 28°

6 група – абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK од 28°

7 група – абатменти со препарација со олуковидна стапалка и ABK од 28°

8 група – абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и ABK од 28°

тип 1 - минимална фрактура (фрактурна линија)

тип 2 - оштетување или отпаѓање на помалку од половина капица

тип 3 - фрактура низ средината (оштетување или отпаѓање на половина капица)

тип 4 - оштетување или отпаѓање на повеќе од половина капица

тип 5 - целосна фрактура на капицата или абатментот

CAD/CAM – Computer-aided design/Computer-aided manufacturing

CNC – Computer numerical control

SEM – Semi electronic microscope

SPSS – Statistical package for social sciences

ATC – Angle of total convergence

Y-TZP – Yttrium tetragonal zirconia polycrystals

YPSZ – Yttrium oxide partially stabilized zirconia

ZTA – Zirconia-toughened alumina

Mg-PSZ – Magnesium partially stabilized zirconia

3D – Three dimension

USA – United States of America

СИМБОЛИ

Mean – средна вредност

p – веројатност

Std. Dev. – стандардна девијација

SD – стандардна девијација

t-test – Т-тест

F – Analysis of variance

t – температура

min – минимум

max – максимум

N – њутн

°C – степен целзиусов

MPa – мегапаскал

GPa – гигапаскал

mol% - мол проценти

g/cm³ – грам на сантиметар кубен

K⁻¹ – на келвин

WmK⁻¹ – ват по метар на келвин

HV – тврдина во Викерс

μm – микрометар

h – час

% - процент

bar – бар

**ПРОЦЕНА НА МЕХАНИЧКАТА ОТПОРНОСТ
НА БЕЗМЕТАЛНИТЕ КОРОНКИ ВО ОДНОС
НА ВИДОТ НА ПРЕПАРАЦИЈА НА ЗАБОТ
ВО КОРЕЛАЦИЈА СО *FERRULE EFFECT***

АПСТРАКТ

Вовед

Напредокот на науката и технологијата, сè поголемата потреба од висока естетика и биокompatibilност, како и потребата од материјали кои имаат висока цврстина и отпорност на сила на цвакопритисок довеле до развивање и користење на целосно керамички системи.

Најрепрезентативен керамички материјал (со исклучителна цврстина и фрактурна отпорност) денес е циркониум-оксидната керамика, кој овозможи револуција во стоматологијата со употребата на CAD/CAM технологијата.

Во овој труд, за најзначајни фактори кои влијаат врз зголемување на фрактурната издржливост кај целосно керамичките изработки, односно спротивставувањето на силите на цвакопритисок во бочната регија се сметаат видот на препарација, аголот на вкупна конвергенција (ABK), начинот на цементирање и видот на користениот цемент.

Границата на препарација спрема обликот (видот) на стапалките е поделена на: линиска (тангенцијална), правоаголна (shoulder) и заоблена-олуковидна (chamfer). Кај носачите препарирани со стапалки се овозможува создавање на т.н. "ferrule effect" во пределот на вратот на забот. "Ferrule effect"-от учествува во зголемување на способноста на безметалните изработки да се спротивстават на силите на цвакопритисок.

Општо прифатено е дека зголемувањето на ABK делува врз намалувањето на механичката отпорност на безметалните изработки. Теоретски ABK се движи меѓу 4-12°, но во клиничката практика средната вредност на ABK се движи меѓу 12-29°.

За цементирање може да се користат и конвенционални цементи (цинк-фосфатен и глас-јономер цемент), но цементирањето со композитните смолести цементи се смета за еден од најдобрите начини за зголемување на отпорноста, издржливоста и зголемувањето на времето на користење на безметалните конструкции.

Главна цел

Ова истражување се спроведе со цел да се утврди влијанието на линиската (тангенцијална) препарација, препарацијата со правоаголна и олуковидна стапалка, како и влијанието на "ferrule effect"-от, аголот на вкупна конвергенција и видот на цементот врз фрактурната резистентност на безметалните циркониумски изработки.

Материјали и методи

За ова *in vitro* испитување, како носачи беа користени абатменти од нерфосувачки челик, кои претставуваа *in vitro* премолари. По претходен нацрт, на CNC машина беа препарирани 8 групи на абатменти, со четири различни типови на препарација (тангенцијална препарација, препарација со правоаголна, олуковидна и длабока олуковидна стапалка) и два типа на АВК од 12° и 28°.

Потребното скенирање на абатментите беше извршено со скенер (Everest Scan, KaVo, Biberach, Germany).

Од циркониумски дискови тип KaVo Everest ZS, на CAD/CAM апарат (Everest KaVo, Biberach, Germany) беа изрежени циркониум капици со дебелина на сидовите од 0,6 mm.

Циркониумските капици беа цементираны на металните абатменти со три различни видови на цемент (според упатствата на производителите): цинк-фосфатен цемент (Cegal N, Galenika, Serbia), глас-јономер цемент (Aqua Meron Voco GmbH, Germany) и композитен смолист цемент (Panavia SA Cement Automix, Kuraray, USA).

Примероците беа ставени во водена бања (дестилирана вода) на температура од 37° C и чувани 24 часа пред оптоварувањето, за да се симулираат условите во усната шуплина на човекот.

Испитувањето беше извршено само на циркониумските капици, без фасетирање, бидејќи низ различни студии во литературата е докажано дека фасетниот порцелан и неговата дебелина немаат значајно влијание врз цврстината на целосно керамичките циркониумски изработки.

Оптоварувањето на примероците беше вршено со универзална тестирачка

машина (Uniframe Controls), со континуирано зголемување на вертикална сила, рамномерно распоредена преку диск со пречник од 30 mm, сè до појава на фрактура видлива со голо око.

Од дигиталниот дисплеј на тестирачката машина се отчитуваа и запишуваа силите на лом, времето за кое што е настаната фрактурата и поместувањето на клипот на тестирачката машина до моментот на фрактура.

Појавените фрактури на капиците беа класифицирани според класификацијата на Burke и Watts во пет групи:

1. Минимална фрактура (фрактурна линија)
2. Оштетување или отпаѓање на помалку од половина капица
3. Фрактура низ средината (оштетување или отпаѓање на половина капица)
4. Оштетување или отпаѓање на повеќе од половина капица
5. Целосна фрактура на капицата или абатментот

Статистичката анализа на добисните резултати беше направена во статистичкиот програм SPSS for Windows верзија 17.0. Фрактурната отпорност беше опишана со дескриптивна статистика (Mean, Std. Dev., min, max). Тестирањето на разликите во просечната вредност на фрактурната отпорност меѓу анализираните групи беше извршено со Student-ов t-тест. Вредностите на $p < 0,05$ беа земени за статистички сигнификантни, а вредностите на $p < 0,01$ за статистички високо сигнификантни.

Резултати

Резултатите на добените просечни сили на лом на одделните групи на испитувани примероци (капици) при $ABK=12^\circ$ покажуваат најниски вредности кај линиската препарација со $532,09 \pm 54,5$ N, а највисоки вредности кај препарацијата со длабока олуковидна стапалка ($1338,19 \pm 117,8$ N), при што разликите на тангенцијалната препарација во однос на сите три типа на препарации со стапалки се високо сигнификантно значајни ($p < 0,01$).

Просечната фрактурна отпорност кај примероците со препарација со правоаголна стапалка е високо сигнификантно пониска споредено со онаа кај примероците со препарација со олуковидна стапалка и при $ABK=12^\circ$ и при

ABK=28° (640,38±111,9 N vs. 890,05±76,1 N и 526,71±95,5 N vs. 788,57±134,4 N).

Најголема фрактурна отпорност се среќава кај примероците (капиците) цементиран на абатменти препарирани со длабока олуковидна стапалка. При ABK=12° просечната сила на лом кај овие примероци изнесуваше 1338,19±117,8 N, со минимална и максимална сила на лом од 1100 N и 1503 N соодветно. Кај примероците пак со ABK=28° силите на лом се движеа од 872 N до 1190 N, со просечна сила на лом од 1032,52±115,5 N.

Просечните сили на лом кај сите три типа на примероци поставени на абатменти препарирани со стапалка (правоаголна, олуковидна и длабока олуковидна стапалка) покажуваат поголеми просечни сили на лом споредено со абатментите со тангенцијална, односно линиска препарација.

Средните вредности на силите на лом кај примероците со ABK=12° се високо сигнификантно повисоки ($p<0,01$) во споредба со силите на лом при ABK=28°, а при ист тип на препарација, за сите четири типа на препарација (532,09±54,5 N vs. 435,57±36,2 N; 640,38±111,9 N vs. 526,71±95,5 N; 890,05±76,1 N vs. 788,57±134,4 N; 1338,19±117,8 vs. 1032,52±115,5 N).

Во групата 4 на примероци со препарација со длабока олуковидна стапалка и ABK=12°, каде што беа регистрирани највисоките просечни сили на лом, кај подгрупата 1 на капици цементиран со композитен смолест цемент беше регистрирана просечна сила на лом од 1478,71±37,1 N, во подгрупата 2 на капици цементиран со цинк-фосфатен цемент 1319,14±30,6 N, а најмали просечни сили на лом покажа подгрупата 3 на капици со глас-јономер цемент 1216,71±56,9 N, со високо сигнификантно различни просечни сили на лом ($p<0,01$).

Кај сите 8 групи на испитувани примероци, најчест тип на фрактура беше тип 1 фрактура, односно минималната оштетување (фрактура) на капицата, со највисок процент од 71,4% кај примероците со препарација со длабока олуковидна стапалка и ABK=12°. Најретко застапени беа типовите на фрактури 3 и 4, односно оштетување или отпаѓање на половина или на повеќе од половина капица.

Заклучок

Цирконијата претставува материјал за изработка на безметални фиксни протетски изработки со најдобри механички особини и најголема цврстина.

Линиската препарација обезбедува најмала механичка отпорност, додека најголема фрактурна отпорност се сретнува кај препарацијата со длабока олуковидна стапалка.

Препарациите со стапалки обезбедуваат присуство на “ferrule” кај абатментите (носачите), односно создавањето на “ferrule effect”-от во пределот на вратот на забот, што значително дополнително ја зголемува способноста на безметалните изработки во бочната регија за спротивставување на силите на цвакопритисок.

Со зголемување на аголот на вкупна конвергенција на препарираниите заби носачи се намалува отпорноста на лом кај безметалните фиксно-протетски изработки.

Цементирањето со композитните смолести цементи е еден од најдобрите начини за цементирање на циркониумските изработки за обезбедување на поголема фрактурна отпорност споредено со глас-јономер и цинк-фосфатниот цемент.

Клучни зборови

Механичка отпорност, циркониумски безметални коронки, вид на препарација, агол на вкупна конвергенција, “ferrule effect”

ABSTRACT

Introduction

Development of science and technology, more intense need of high aesthetic and biocompatibility, and materials with high strength and resistance to chewing forces lead to development and use of all-ceramic systems.

The most representative ceramic material (with exceptional strength and fracture resistance) today is zirconium-oxide ceramics, which lead to a revolution in dentistry using the CAD/CAM technology.

In this study, the most important factors which increase the fracture strength of all-ceramic restorations and ability to withstand the masticatory forces in posterior region are preparation design, angle of total convergence (ATC), type of cementation and the type of cement.

The finish line according to the type preparation line could be divided into: feather (knife) edge, shoulder and chamfer. The preparation line allows creation of "ferrule effect" in the cervical region of the prepared abutment. The "ferrule effect" increases the ability of the all-ceramic systems to withstand the masticatory forces.

It is generally accepted that increasing of ATC will decrease the mechanical strength of all-ceramic systems. Theoretically ATC is 4-12°, while in clinical practice, the mean value of the ATC is found to be 12-29°.

Conventional (zinc-phosphate and glass-ionomer) cements could be used, but to reach and increased strength, durability and longevity of the restoration, using of resin composite cements is advised.

The main aim

This study was performed to report the influence of feather edge, shoulder and chamfer preparation, "ferrule effect", ATC and type of cement to the fracture resistance of all-ceramic systems.

Materials and methods

For this in vitro study, metal abutments were used as supports. 8 groups of abutments with four types of preparation (feather edge, shoulder, chamfer and deep chamfer preparation) and two types of ATC of 12° and 28° were prepared using CNC

machine.

The scanning of the abutments was performed with scanning machine (Everest Scan, KaVo, Biberach, Germany).

Zirconium copings with 0,6 mm wall thickness were manufactured from zirconium KaVo Everest ZS disks on CAD/CAM machine (Everest KaVo, Biberach, Germany).

Zirconium copings were cemented to the abutments using three types of cements (according to the manufacturer instructions): zinc-phosphate cement (Cegal N, Galenika, Serbia), glass-ionomer cement (Aqua Meron Voco GmbH, Germany) and resin composite cement (Panavia SA Cement Automix, Kuraray, USA)

The specimen were put in water bath (distilled water) at 37°C for 24 hours before loading, to simulate the oral cavity conditions.

The testing was performed to the zirconium copings only, without veneering, because in different studies showed that veneering porcelain and its thickness do not have any important influence to the strength of all-ceramic zirconium systems.

The loading of the specimen was done on Universal testing machine (Uniframe Controls) with continually increasing the vertical load, evenly spread over 30 mm disc until a fracture could be eye-noted.

Fracture forces, time to fracture and the piston distance were recorded from the digital display.

The types of fractures of the copings were classified into 5 groups according to Burke and Watts classification:

1. Minimal fracture or crack in coping
2. Less than half of coping lost
3. Coping fracture through midline (half of coping displaced or lost)
4. More than half of coping lost
5. Severe fracture of coping or abutment

Statistical analysis of the results was performed with statistical program SPSS for Windows ver. 17.0. Fracture resistance was described with descriptive statistics

(Mean, Std. Dev., min, max). Testing of differences of average breaking forces among the analyzed groups was performed with Student's t-test. Values of $p < 0,05$ were statistically significant, and values of $p < 0,01$ were statistically highly significant.

Results

Results of the mean fracture loads of different groups of specimen (copings) at $TAC=12^\circ$ show lowest values for feather edge preparation with $532,09 \pm 54,5$ N, and highest values for the deep chamfer preparation ($1338,19 \pm 117,8$ N), with highly significant differences ($p < 0,01$).

Average fracture resistance for the copings with shoulder preparation is highly significant lower compared with chamfer preparation both at $ATC=12^\circ$ and $ATC=28^\circ$ ($640,38 \pm 111,9$ N vs. $890,05 \pm 76,1$ N и $526,71 \pm 95,5$ N vs. $788,57 \pm 134,4$ N).

The best fracture resistance is found at the copings with deep chamfer preparations. At $ATC=12^\circ$ the mean fracture force for this group of specimen was $1338,19 \pm 117,8$ N with minimal force of 1100 N and maximal force of 1503 N accordingly. With $ATC=28^\circ$ the breaking forces ranged from 872 N to 1190 N, with mean force of $1032,52 \pm 115,5$ N.

The average breaking forces for the three types of specimen (with shoulder, chamfer and deep chamfer preparation) are bigger compared to the specimen with feather edge preparation.

The average values for the fracture resistance for the specimen with $ATC=12^\circ$ are highly significant higher ($p < 0,01$) compared to the specimen with $ATC=28^\circ$, for all four preparation designs ($532,09 \pm 54,5$ N vs. $435,57 \pm 36,2$ N; $640,38 \pm 111,9$ N vs. $526,71 \pm 95,5$ N; $890,05 \pm 76,1$ N vs. $788,57 \pm 134,4$ N; $1338,19 \pm 117,8$ vs. $1032,52 \pm 115,5$ N).

At specimen with deep chamfer preparation and $ATC=12^\circ$ where the maximal fracture strength was registered, the first group of specimen cemented with resin composite cement showed fracture strength of $1478,71 \pm 37,1$ N, the next group cemented with zinc-phosphate cement had a mean breaking force of $1319,14 \pm 30,6$ N, while the lowest average fracture load of $1216,71 \pm 56,9$ N showed the last group of specimen cemented with glass-ionomer cement. The differences between the measured values was significantly different ($p < 0,01$).

In all 8 groups of tested copings, the most present type of fracture was type 1 (minimal fracture or crack) with highest 71,4% for deep chamfer preparation and ATC=12°. The lowest number of fractures were type 3 and 4 (coping fracture through midline -half of coping displaced or lost and more than half of coping lost)

Conclusion

The zirconia is material for all-ceramic fixed partial dentures with best mechanical properties and strength.

Feather edge preparation provides the worst mechanical resistance, while the best is provided by deep chamfer preparation.

The preparation lines provides "ferrule" at the abutments and creation of "ferrule effect" at the cervical area which additionally increases the ability of the all-ceramic restorations in lateral region to withstand the masticatory forces.

Increasing of a convergence angles of prepared tooth leads lowers the fractures resistance of the all-ceramic systems.

Using of resin composite cements is one of the best ways of cementing of zirconia restorations for providing a better fracture resistance compared to the glass-ionomer and zinc-phosphate cements.

Key words

Mechanical resistance, all-ceramic zirconia crowns, preparation design, total angle of convergence, "ferrule effect".

1. ВОВЕД

Во текот на животот, забите како и останатите ткива и органи се подложни на промени од физиолошка и патолошка природа. Бидејќи забите немаат способност за самообновување на изгубената или променетата забна структура, потребно е да се надомести конзервативно или протетски. Како можност за избор на фиксно-протетско санирање се метал-керамичките и целосно керамичките коронки. Во изминатите 40 години, метал-керамичките изработки претставувале златен стандард во фиксната протетика. Покрај лошата естетика, метал-керамичките коронки имаат и други недостатоци и тоа алергиска и токсична реакција на тврдите и меките орални ткива, а употребата на корозиски нестабилни легури доведува до таложење на корозивни продукти во околната гингива, при што се јавува пигментација (сива пребоеност) на околната гингива и оралните ткива¹. Од друга страна, непропустливоста за светлина на металот кај метал-керамичките коронки ги доведува во прашање естетските барања на овие изработки. Негативна страна на метал-керамичките изработки е и тангенцијалната демаркациона линија. Употребата на недоволно јасната демаркациона линија овозможува метал-керамичките коронки да се или премногу долги (па вршат иритирање на маргиналната гингива) или премногу куси кога не ги прекриваат препарираниите површини на забот. Изработките со овој тип на препарација најчесто имаат предимензиониран цервикален раб, бидејќи на тенкиот метален раб треба да се нанесе слој на керамика и таквиот раб на коронката да се смести во гингивалниот сулкус, што може да провоцира хронична инфламаторна реакција на гингивата. Сепак, и покрај присутните негативности, метал-керамичките системи изминатите 50 години се користеле како изработки со добри механички карактеристики и мал процент на дефекти во периодот на нивното користење. Во поново време, високите норми и стандарди за естетика ги зголемуваат барањата и потребите на пациентите, а од тој аспект истражувањата одат во насока на наоѓање и примена на материјали кои би ги задоволиле ваквите барања и потреби.

Напредокот на науката и технологијата овозможува користење на материјали со висока естетика и биокомпатибилност, како и употреба на материјали кои имаат голема цврстина и отпорност и спротивставување на силите

на цвакопритисок. Такви материјали се целосно керамичките системи кои што се спротивставуваат не само на силите на цвакопритисок во фронтот, туку и во бочната регија. Цвакопритисокот во бочната регија е неколку пати поголем отколку во anteriорната регија.

Отстапувањата кои се јавуваат кај податоците од литературата за цвакалните сили доаѓаат од различностите во полот, возраста, градбата на самата цвакална мускулатура, а секако и од различноста дали се работи за интактно забало или парцијална беззубост и каква е конфигурацијата на преостанатите заби. При одлуката за изработка на фиксна протетска конструкција од голема важност е големината на силите на цвакопритисок во фронталната, односно во бочната регија, кој материјал и каков вид на препарација би се користел, а со цел да се зголеми отпорноста на фрактура и оштетувања на изработките. Во литературата се наоѓаат податоци дека во anteriорното подрачје и пределот на премоларите силите на цвакопритисок изнесуваат некаде околу 190-290 N, додека во моларната регија меѓу 200-360 N, при бруксизам над 500 N. Во практиката овие сили се двојно, односно тројно поголеми. Помалите масикаторни сили во anteriорното подрачје доаѓаат од биомеханички причини, бидејќи предните заби се помалку оптоварени. Тоа е така поради биомеханичката врска на цвакалната мускулатура и положбата на забите во забниот низ. Со контракција на масетерот и темпоралисот се создаваат вртежни моменти, кои заедно го сочинуваат вртежниот момент на цвакалната сила околу темпоромандибуларниот зглоб. Во овој случај, при еднаква мускулна сила, а поради помало растојание од поставениот болус до точката на ротација во темпоромандибуларниот зглоб, цвакалната сила во постериорното подрачје е поголема отколку во anteriорното. Центарот на цвакопритисокот се наоѓа во пределот на премоларите и моларите.

Токму новите дентални материјали и системи, кои се развиваат во изминатите години, овозможуваат спротивставување на силите на цвакопритисокот, како во фронталната така и во бочната регија.

Секако новите технологии на производство, CAD/CAM системите доведоа до зголемена употреба на различни типови на безметални материјали и тоа: стакло-керамика со висока цврстина, поликристални оксидни керамики

инфилтрирани со стакло монолитни алуминиумски поликристали (Al_2O_3) и циркониум-оксидни (ZrO_2) керамики².

Циркониумската керамика задоволува најмногу барања во бочната регија споредено со останатите целосно керамички системи, таа има фрактурна резистентност меѓу 8-10 МПа, која е речиси два пати поголема од онаа на алуминиумските керамики.

Сепак, само циркониум-оксидната керамика ги исполнува повеќето барања (услови) за користење во бочната регија. Додавање на 2-3 mol% итриум оксид (Y_2O_3) ја стабилизира моноклиничката форма на пресинтеруваната цирконија, која после синтерувањето (печење на висока температура од 1170 °C и волуменска контракција 25-30%) преминува целосно во тетрагонална фаза т.н. Y-TZP. Цирконијата на тој начин добива извонредни механички карактеристики, како голема цврстина (900-1200 МПа) и отпорност на притисок (2000 МПа), како и способност да се спротивставува на циклично оптоварување.

Способноста за мартензитна трансформација од тетрагонална во моноклинска кристална фаза по механичка обработка на нејзината површина и настанатата волуменска промена на Y-TZP керамиката, дава подобрување на механичките особини на оваа керамика^{3,4}.

Еден од битните фактори за долготрајност и успешност на целосно керамичките системи е фрактурната отпорност на овие изработки, која е во тесна поврзаност со:

- микроструктурата на целосно керамичките материјали,
- модулот на еластичност на компонентите,
- видот на препарацијата,
- вкупниот агол на наклонетост (конвергенција) на препарацијата,
- должината на препарација
- формата и дебелината на изработката,
- грешките при површинската обработка,
- начинот на цементирање,
- условите на чување пред оптоварување,
- правецот и положбата на аплицираната сила.

Допован⁵, според границата на препарација и обликот на стапалката, препарациите ги поделил на:

1. Препарции без стапалка
 - линиска - тангенцијална (*feather edge*)
2. Препарции без стапалка
 - правоаголна (*shoulder*)
 - заоблена - олуковидна (*chamfer*)

Линиска (тангенцијална) е облик на препарација, каде фрактурата на надоместокот, лошата естетика или цервикалниот кариес се чести последици. Ваквата препарација на техничарот не му овозможува видливост на работ на препарацијата, па се случува идните забни коронки да се или прекуси или предолги, што предизвикува хронична инфламаторна реакција на гингивата. Ваквата воспалителна реакција се јавува кога коронката под дејство на активираната цвакална мускулатура прво се навлекува (набива) на самиот носач (абатмент), а потоа работ на коронката врши иритација на гингивата.

Правоаголната стапалка претставува добар избор при изработка на целосно керамичките коронки. Таа е под агол од 90 степени, нејзините внатрешни рабови се заоблени. Кај неа се осигурува доволна дебелина на материјалот и квалитетно рабно затворање. Нејзина негативна страна е потребата од поголема редукција на забното ткиво.

Заоблената (олуковидна) стапалка е најповолниот облик за повеќето фиксно-протетски изработки бидејќи ги задоволува биолошките, естетските и статичките барања. Овозможува доволна дебелина на материјалот на работ на коронката, се наоѓа во природната димензија на забите и со тоа не го иритира маргиналниот пародонт (биолошка значајност на стапалката). Овозможува правилно пренесување на цвакопритисокот на фундаментот (статичко значење на стапалката).

Според одредени податоци од литературата, длабочината на стапалката има влијание врз фрактурната резистентност на безметалната коронка.

Rosentstiel⁶ и Schilenburg⁷ укажуваат дека биолошките, механичките, естетските начела и видот на демаркационата линија се оние фактори кои влијаат врз квалитетот на сите фиксно-протетски изработки, особено на безметалните.

Сите овие видови на присутни стапалки на препарација имаат влијание во формирањето на т.н. "ferrule effect". Податоците од литературата укажуваат на присутното влијание на т.н. "ferrule effect" врз фрактурната отпорност на коронките.

Зборот "ferrule" потекнува од латинскиот збор *virgula* – мала алка или бразлетна. Овој израз под влијание на железото – *ferrum* се трансформирал во денталниот израз "ferrule", бидејќи овој термин се користи за едноставна алка или прстен.

"Ferrule effect" или прстенест ефект всушност претставува ефект на обрач во пределот на цервиксот на забот и игра улога на важен ко-фактор во обезбедување на поголема фрактурна резистентност на безметалните коронки.

Генерално прифатена е ресторативната стратегија на примена на "ferrule" во дизајнот на препарацијата на забите при изработка на коронки со користење на колчиња кај ендодонтски третираните заби.

Бројни студии го потврдиле сигнификантното влијание на прстенестиот ефект или т.н. ефект на обрач "ferrule effect", на должината на преживување на протетските реставрации.

Друг важен ко-фактор кој влијае врз механичката отпорност на безметалните изработки е аголот на наклонетост на препарација, т.е. аголот на вкупна конвергенција (АВК). Прифатена е констатацијата дека ретенцијата опаѓа како што расте степенот на наклонетост. Теоретски посматрано, препарацијата ќе има најголема ретенција доколку степенот на наклонетост на препарацијата се движи од 2° до 6°, односно ако АВК е во границите од 4° до 12°. Гугувчевски⁸ наведува дека испитувањата на препарациите на коронки што денес се изведуваат во забните ординации укажуваат дека средната вредност на аголот на вкупна конвергенција изнесува од 12° до 29°, зависно од локализацијата и положбата на потпорниот заб. Ваквите вредности на агол на вкупна конвергенција се чинат клинички прифатливи само доколку истовремено се обезбеди и добра ретенција.

Мора да се тежнее кон спречување на тенденцијата на терапевтите да изведат пренагласена наклонетост на препарациите, со цел да се добие препарација со минимална наклонетост и максимална ретенција во секоја дадена ситуација. Треба да се земе во предвид фактот дека зголемувањето на аголот на вкупната конвергенција е обратно пропорционално со механичката отпорност на фиксно-протетските изработки.

Доволно долгото испрепарирано забно трупче (абатмент) има подобра ретенција и отпорност на силите на цвакопритисок отколку клиничките кратки носачи (абатменти). Ова се должи на поголема површинска зона и фактот дека препарацијата што има поголем дијаметар (се мисли циркуларно) ќе се одликува со поголема ретенција и отпорност.

Во испитувањата на Zuckermann⁹ е разгледуван основниот физички феномен на ретенција на коронките, каде се утврдени пет главни фактори:

- должина,
- пречник и површина на абатментот (препарираното забно трупче),
- конвергенција на аксијалните сидови,
- агол на вкупна конвергенција (ABK),
- помошни бразди и жлебови и типот на цементот.

Различните видови на препарација на забните трупчиња (абатменти), создавањето на "ferrule effect", различниот агол на конвергенција на препарациите, неколкуте типови на цементи, како и нивното севкупно влијание на фрактурната отпорност на безметалните коронки беше истражувано во овој труд со цел да се воведат нови подобрени методи, концепти и доктрини, кои ќе допринесат за поквалитетни безметални протетски конструкции.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА

2.1 Дефиниција и историја на керамиката

Керамиката е неорганска, неметална материја во цврста состојба добиена со процес на загревање и последователно ладење. Зборот “керамика” доаѓа од грчкиот збор *keramos*, што значи направени од глина.

Порцелан пак е дефиниран како еден вид на фина земјена материја, со трансплуцентно тело и транспарентна глазура, или предмет или сад направен од порцелан¹⁰.

Во човечката еволуција, контролираната употреба на оган прво овозможила добивање на топлина и светлина, а подоцна и користење на физичките својства на материјалите за производство на керамиката и металите. Следствено, керамиката била меѓу првите материјали вештачки направени од страна на луѓето, кога примитивниот човек станал свесен за пластичните својства на калта и глината. Примери на почеток на изработка на керамички производи се пронајдени уште 23.000 години п.н.е. Вештините на човекот и употребата на керамичките материјали постојано се зголемувала од камено доба до дваесеттиот век. Прозирниот порцелан првпат бил произведен од страна на кинезите во време на династијата Танг. Порцеланот бил толку високо ценет, што кинезите ниту ги откривале неговите состојки, ниту ги коригирале пропорциите на состојките. Тајната на кинескиот порцелан морала да се открие преку пример на индустриска шпионажа.

Иако деналната технологија постоела во Етрурија уште во 700 година п.н.е. и во римско време¹¹, историјата на порцеланот како стоматолошки материјал е од пред околу 200 години¹². Откриено е дека со користење на овој материјал, било можно да се репродуцира бојата и трансплуценцијата на природните заби и така биле изработувани првите порцелански заби¹⁰.

Деналната керамика се дефинира како неорганска материја со не-метални својства која содржи молекули на кислород и еден или повеќе метални или полуметални хемиски елементи како што се алуминиум, калциум, магнезиум, силициум, титаниум и циркониум^{13,14}.

Во 1728 Pierre Fauchard го објавил делото “Уметноста на стоматологијата”, каде за првпат се пишува за употреба на керамиката во стоматологијата и нејзино користење за обложување на метални бази на протези. Во 1774 година Alehis Duchateau и Nicholas Dubois de Chemant ја направиле успешно првата целосно порцеланска протеза. Во 1808 година италијанскиот стоматолог Giuseppangelo Fonzi за првпат создава порцелански заб придржуван во платиниумска рамка^{13,15}. Во 1817 година, францускиот стоматолог Planteau го моделира првиот порцелански заб во САД, а Peale во Филаделфија успева да го развие процесот на печење на ваквите порцеланските заби во 1822 година. Идејата за порцеланска цекет коронка датира од 1873. Др. Charles Land за првпат ги претставува фелспатните инлеи и коронките во стоматологијата. Др. Land во 1886 година ја опишува технологијата за изработка на керамичките коронки со користење на платиниумска фолија како субструктура на висока температура во гасна печка. За тоа време естетиката била добро задоволена, но механичката отпорност била на многу ниско ниво, со висок процент на оштетувања на изработките¹³. Од 1900 до 1920 година, главно, користењето на денталната керамика било поврзано со инлеј изработките.

Следејќи го развојот на стоматолошките материјали, значително подобрување на фрактурната резистентност на порцеланските коронки било постигнато во 1965 со користење на алуминиумски засилени керамички реставрации. Од средината до крајот на 1900-тите, биле воведени метал-керамичките системи и сè уште остануваат најпопуларна индиректна реставрација која се користи во стоматологијата до денес. Пресметано е дека до 2005 година, повеќе од 50% од изработените дентални реставрации се метал-керамички¹⁶.

Метал-керамичките изработки содржат метал како субструктура, покриен со естетски фасетен порцелан за да може да се замаскира сивото пребојување на металот и да се овозможи подобра естетика.

Ваквите системи за дентални реставрации влегуваат на голема врата за употреба во 60-тите години на минатиот век. Тие се засноваат на апликација на фасетна керамика на метална субструктура за да се добие естетски прифатлива реставрација. Како фасетна керамика за метал-керамичките изработки најчесто се користат фелспатните порцелани, чија основна компонента е леуцитот.

Фелспатниот порцелан за дентална употреба содржи 15-25% леуцит, содржина која е така прилагодена што коефициентот на термална контракција на процеланот е благо понизок од оној на металот, со што керамиката се става во состојба на блага компресија¹⁷. Со оглед на фактот што метал-керамичките дентални изработки се користат во стоматологијата повеќе од 50 години, генерално нивната примена може да се смета како мошне успешна. Ова главно се должелo на постојаните напори на производителите да го подобрат квалитетот на материјалот што го нудат, посебно во поглед на големината на кристалите и оптичките карактеристики, односно опалесценцијата.

Заради големиот пораст на високите стандарди на пациентите од естетски аспект, многу е брз развојот на материјали за безметални изработки, имајќи го во предвид фактот дека метал-керамичките изработки имаат недоволна транспаренција и естетика, особено кај забите во фронтот и забите врз импланти. Токму поради тоа, безметалните изработки на голема врата го завземаат нивното место.

2.2 Класификација на денталните керамички материјали

Денес на пазарот се присутни многу целосно керамички системи, кои се разликуваат во структурата, составот, начинот на изработка и особините. За полесно разбирање, McLaren и Whiteman¹⁸ во 2011 година ја направиле следната класификација на денталните керамички материјали според:

- начинот на изработка
- микроструктурата
- клиничката апликација
- температурата на синтерување

2.2.1 Класификација според начинот на изработка

Начинот на изработка на целосно керамичките дентални системи може да биде машински, со леење, топло пресување и синтерување -печење. (Табела 1)

Табела 1. Класификација на целосно керамички дентални системи според начинот на изработка

Начин на изработка	Кристална фаза	Производ	Производител
Машински	Zirconia (ZrO_2)	Cercon Lava Procera IPS e.max ZirCAD	Dentsply 3M ESPE Nobel Biocare Ivoclar
	Alumina (Al_2O_3)	Procera	Nobel Biocare
	Feldspar ($KAlSi_3O_8$)	Vita Mark II	Vident
	Mica ($KMg_{2.5}Si_4O_{10}F_2$)	Dicor MGC	Dentsply
	Leucite ($KAlSi_2O_6$)	Procad	Ivoclar
	Lithium disilicate ($Li_2Si_2O_5$)	IPS e.max CAD	Ivoclar
Леене	Alumina (Al_2O_3)	In-Ceram alumina	Vident
	Spinel ($MgAl_2O_4$)	In-Ceram spinell	Vident
	Zirconia (ZrO_2)	In-Ceram zirconia	Vident
Топло пресување	Leucite ($KAlSi_2O_6$)	IPS Empress OPC Finesse all-ceramic	Ivoclar Pentron Dentsply
	Lithium disilicate ($Li_2Si_2O_5$)	IPS Empress Esthetic IPS e.max Press OPC 3G	Ivoclar Ivoclar Pentron
	Lithium phosphate (Li_3PO_4)	IPS Empress Cosmo	Ivoclar
	Fluorapatite ($Ca_5(PO_4)F$)	IPS e.max ZirPress	Ivoclar
	Feldspar ($KAlSi_3O_8$)	GC Initial IQ Pressable	GC America
Синтерување-печење	Leucite ($KAlSi_2O_6$)	IPS Empress lay ceramic	Ivoclar
	Alumina (Al_2O_3)	Procera Allceram	Nobel Biocare
	Fluorapatite ($Ca_5(PO_4)F$)	IPS Empress lay ceramic IPS e.max Ceram	Ivoclar Ivoclar

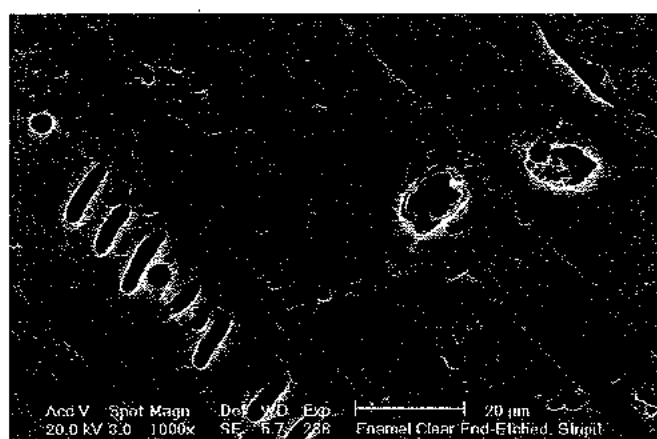
2.2.2 Класификација според микроструктурата

Класификацијата на денталната керамика според микроструктурата е направена во четири базични групи (системи) и прикажана во Табела 2.

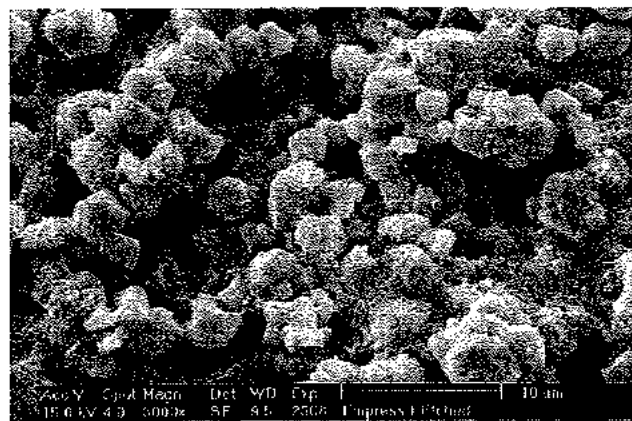
Табела 2. Класификација на целосно керамички дентални системи според микроструктурата

Група 1	Системи базирани на стакло-главно силициум (SiO_2)
Група 2	Стакло-керамика со додаток на кристални честички - Фелспадна керамика (со додаток ниска-средна содржина на леуцитни кристални честички) - Фелспадна керамика (со додаток висока содржина на леуцитни кристални честички, околу 50%) - Литиум дисиликатна керамика со висок процент (околу 70%) на LS_2 кристали
Група 3	Кристална оксидна керамика инфилтрирана со стаклени честички (главно алуминиум)
Група 4	Поликристална оксидна синтрана керамика без стаклени честички - Алуминиум оксидна керамика (Al_2O_3) - Циркониум оксидна керамика ($\text{Y}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2$)

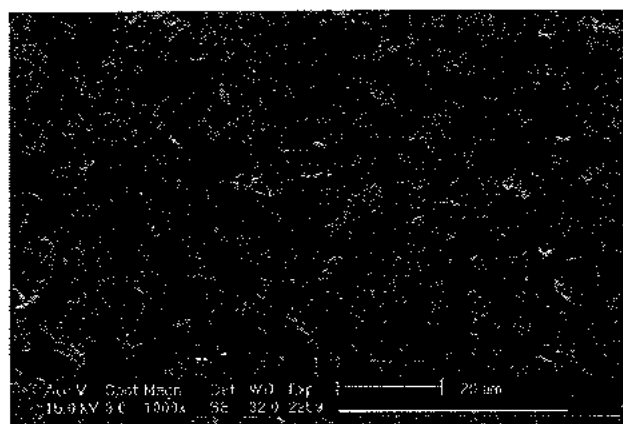
SEM слики на микроструктурата на четирите групи на денталната керамика се прикажани во Слика 1-4.



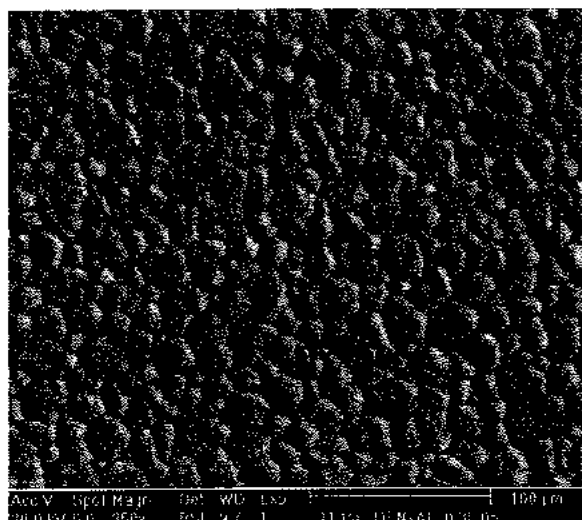
Слика 1. SEM слика од системи базирани на стакло-главно силициум (SiO_2)



Слика 2. SEM слика од фелспадна керамика



Слика 3. SEM слика од кристална оксидна керамика инфилтрирана со стаклени честички



Слика 4. SEM слика од циркониум оксидна керамика ($Y_2O_3-ZrO_2$)

2.2.3 Класификација според клиничка апликација (употреба)

Според клиничката употреба денталните керамики се поделени во три основни групи:

- Керамики за метал-керамички коронки и мостови
- Целосно керамички коронки, инлеи, онлеи и ламинати – секаде каде што е потребна исклучителна естетика
- Керамики за изработка на порцелански заби кај различни типови на протези

2.2.4 Класификација според температура на синтерување

Различните керамики кои што се користат во стоматологијата, во зависност од температурата на синтерување се класифицирани во четири групи:

- Керамики со ултра-ниска температура на синтерување $< 850^{\circ}\text{C}$
- Керамики со ниска температура на синтерување 850°C - 1100°C
- Керамики со средна температура на синтерување 1101°C - 1300°C
- Керамики со висока температура на синтерување $>1300^{\circ}\text{C}$

Керамиките со средна и висока температура на синтерување се користат за изработки во мобилната стоматолошка протетика, а за метал-керамички и целосно керамички изработки во фиксната протетика се користат керамиките со ниска или средна температура на синтерување.

2.3 Циркониум-оксидна керамика

Циркониумот е метал, претставен со хемискиот симбол Zr и атомски број 40 во Менделеевиот периодичен систем на елементите. Се јавува во две форми: во кристална хексагонална структура, мек, сиво-бела боја, сјаен метал и аморфна форма како сино-црн прашок.

Зборот циркониум потекнува од арапскиот збор “zargon”, што значи златен по боја. Подоцна произлегува дека тоа се два персиски зборови: “zar” што значи злато и “gun” што значи боја¹⁹.

Циркон или циркониум силикат, $ZrSiO_4$ (67.2% ZrO_2 i 32.8% SiO_2) е најбитниот минерал на циркониумот²⁰. Овој минерал бил откриен од германскиот хемичар Martin Henrich Klaproth, кој испитувал циркон од Ceylon (Sri Lanka) во 1789. Нечистиот метал (метален циркониум) прв го изолирал шведскиот хемичар Jons Jakob Berzelius во 1824 година преку загревање на смеса на калиум и калиум циркониум флуорид во мала метална цевка. И покрај тоа, сè до почетокот на 19 век било невозможно да се добие чист циркониум. Чист циркониум оксид за првпат бил добиен од страна на Herzfield во 1914 година²¹, додека чист циркониум за првпат бил произведен во 1925 година од van Arkel и de Boer²².

Циркониумот е со густина од $6,49 \text{ g/cm}^3$, точката на топење му е 1852°C , а точката на вриење е 3580°C . Циркониумот го нема во природата во чиста состојба. Може да се најде во комбинација со силикатен оксид со минерално име Zircon ($ZrO_2 \times SiO_2$) или како слободен оксид (Zirconia, ZrO_2) со минерално име Baddeleyite²³.

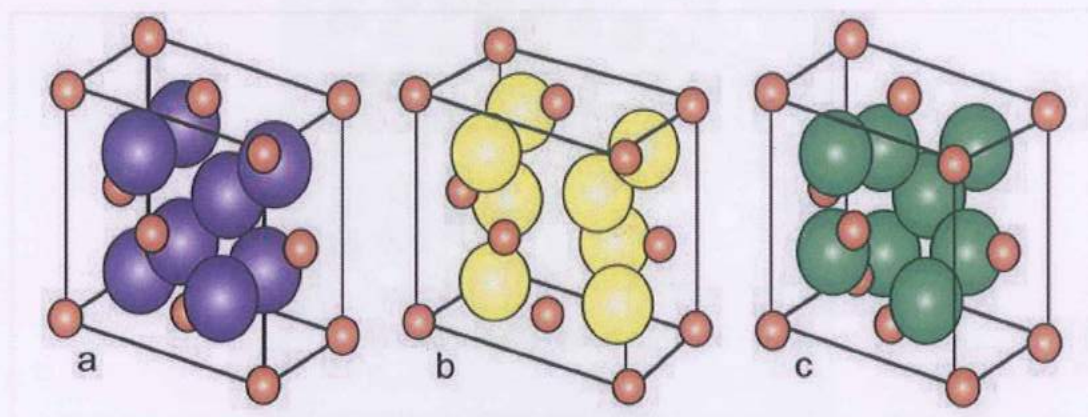
Од 1969 година итриум стабилизираниот тетрагонална циркониумска поликристална керамика (Y-TZP) почнува да се користи во биомедицински цели, а од 1985 поради извонредната биокompatibilност, механичка цврстина и хемиската стабилност се користи во ортопедијата при целосна артропластика на зглобот на колкот²⁴.

Циркониумската керамика е воведена во стоматологијата во раните 90-ти за изработка на ендодонтски интрадикуларни колчиња²⁵, а нешто потоа почнува да се употребува за изработка на абатменти на импланти²⁶ и инфраструктури за коронки и мостови²⁷. Цирконијата има единствена карактеристика наречена “трансформациско зајакнување”, што ѝ дава повисока сила и цврстина споредено со другите керамики.

2.3.1 Трансформациско зајакнување

Оваа трансформација на цирконијата е мартензитна²⁸. Трансформацијата се јавува со систематско координирано поместување на решетката од старата фаза, на таков начин што поместеното растојание од атомите е помало одколку едно атомско растојание. Ова значи дека атомот ги задржува соседите. Мартензитната трансформација единствено доведува до промени во кристалната структура, а не и во составот на фазите²⁹.

Циркониум диоксиот може да се јави во една од трите кристалографски фази: моноклинична фаза (деформирана призма со паралелопипедни страни), тетрагонална фаза (права призма со правоаголници страни) и кубична фаза (квадратни страни) (Слика 5). Моноклиничната фаза се јавува од собна до температура од 1170 °C. Над оваа температура моноклиничната фаза се трансформира во тетрагонална, а при температура од 2370 °C во кубична фаза, која останува до точката на топење од 2680 °C³⁰.

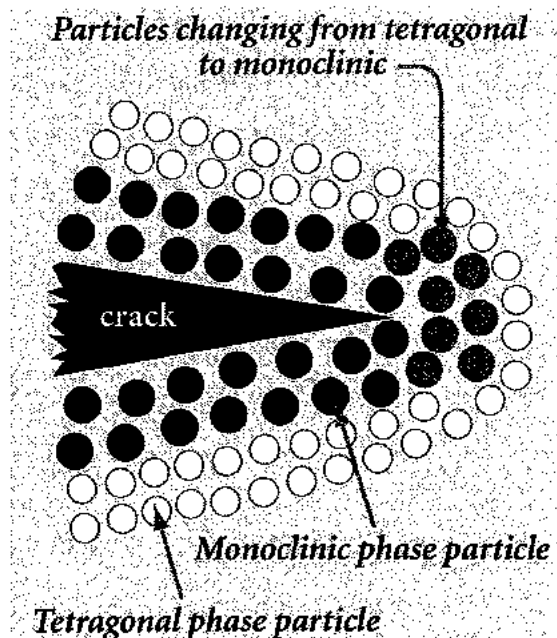


Слика 5. Кристална структура на цирконија
моноклинична (а), тетрагонална (б) и кубична (ц)

Промените во волуменот при ладење (2,31% за $c \rightarrow t$ трансформација и 3-5% за $t \rightarrow m$ трансформација) се доволно значителни да го направат чистиот материјал несоодветен за апликација, бидејќи притоа се бара непроменета цврста структура. Повеќе научници кои ја испитувале фазната врска меѓу цирконијата и металните оксиди заклучиле дека циркониумските легури со ниско валентни оксиди како CaO, MgO, Y₂O₃ или CeO може да ја задржат тетрагоналната или кубична фаза при собна температура во зависност од количината на филер

(полнач)^{31,32,33}. Во случај на 8 mol% S_2O_3 допант, кубичната фаза се стабилизира при собна температура, додека тетрагоналната фаза се стабилизира при употреба на 2-5 mol% S_2O_3 ³⁰. Стабилизираната тетрагонална фаза има задоволителни карактеристики споредено со другите фази и обезбедува предност заради нејзината мартензитна трансформација во моноклинична фаза³¹.

Трансформацијата од тетрагонална во моноклинична фаза која е поврзана со зголемување на волуменот, може да настане со абсорпција на механичко или термално оптоварување како мелење^{32,33,34}, шмирглање^{33,34} и висока температура (термално стареење)^{35,36}. Оваа трансформација доведува до развој на локализирани напони на компресија генерирани околу и во пукнатината, спречувајќи понатамошно ширење³⁷. (Слика 6)

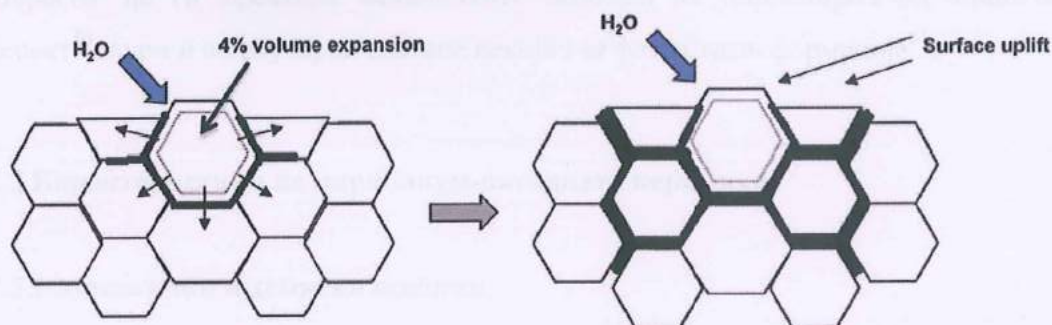


Слика 6. Шематски приказ на цирконија со (t→m) трансформација во правец на напредување на пукнатината

Овој механизам е познат како трансформациско зајакнување и ја прави циркониумската керамика со висока јачина^{31,32} и цврстина споредено со другите керамички материјали³⁸.

2.4 Стареење на ниска температура

Деградација или стареење на ниска температура на цирконијата е негативен феномен во однос на способноста на трансформација на тетрагоналната фаза. Бавна трансформација на површината во стабилна моноклинична фаза се случува низ околни напрегања, вообичаено во присуство на молекули на вода, врела водена пареа или течности како плунката^{39,40,41,42}. Овој феномен е познат како хидро-термална деградација^{35,42,43}. Стареењето е многу побрзо во топла околина, а критичната температура е 200 - 300 °C⁴⁴. Но, стареење може да настане дури и на собна температура. Водата го подобрува процесот на стареење^{45,46}. Докажано е дека молекулите на вода може да продрат во решетката на цирконијата за време на изложеност во влажна атмосфера. Во присуство на молекули на вода, надворешните тетрагонални честички на цирконија се трансформираат во моноклинични честички³⁵. Ова доведува до неколку појави, бидејќи трансформацијата на една честичка резултира до локално зголемување на волуменот и предизвикува напрегање на соседните честички. Како резултат на ова напрегање, соседните честички, исто така, се трансформираат во моноклинична фаза. Ненадејното зголемување на волуменот доведува до набабрување на површината на честичките. Ова овозможува продирање на молекули на вода низ границите на честичките во цирконијата, предизвикувајќи трансформација на честичките подлабоко во составот на материјалот^{47,48}. (Слика 7)



Слика 7. Илустрација на деградација на цирконија на ниска температура.

Како резултат на *t-m* фазната трансформација се јавуваат микро- и макро-пукнатини во цирконијата⁴⁵. Во процесот на стареење влијание има и температурата на синтерување. Chevalier и сор. (2004)⁴⁹ докажале дека

количината на кубична фаза во цирконијата се зголемува доколку во долг период на синтерување (5h) температурата на синтерување достигне 1500 °C. Присуството на кубични честички во цирконијата веројатно ја намалува отпорноста на деградација при ниска температура. Кубичните честички најверојатно ќе се збогатат со јони на итриум стабилизатор, додека опкружувачките тетрагонални честички се помалку стабилни.

Водата навлегува во границите на честичките и предизвикува нивна *t-m* трансформација, зголемување на волуменот и подигнување на површината. Сликата е модифицирана од Chevalier⁴⁹.

Феноменот на стареење зависи од микроструктурата на цирконијата. При повисока густина на цирконијата, процесот на стареење е помал. Ниската густина им овозможува на молекулите на вода лесен пристап до материјалот и стареењето настанува во внатрешност на материјалот, а со тоа се намалуваат и механичките особини⁴⁷.

Старењето кое се јавува за време на подготовката на цирконијата може да се спречи со внимателна обработка на реставрациите и избегнување на појава на гребаници на површините.

Старењето загрижува кога се користи цирконија во влажна средина како што е устата. Сепак, некои *in vitro* и *in vivo* студии докажале дека процесот на стареење не ги афектира механичките особини на цирконијата од клинички аспект⁵⁰, дури и во случај да настане некоја *t-m* фазна трансформација⁵¹.

2.5 Карактеристики на циркониум-оксидната керамика

2.5.1 Механички и хемиски особини

Механичките карактеристики и отпорноста се значајни за успешноста на денталната реставрација. Добрата хемиска и димензионална стабилност, исклучителната цврстина и механичка сила да се спротивставува на цвакалните сили заедно со одличната биокомпатибилност го поттикнале интересот за

употребата на цирконијата во биомедицински цели како биомедицински материјал

Карактеристиките на циркониум-оксидната керамика делумно стабилизирана со 3 mol% Y_2O_3 се супериорни споредено со оние на останатите видови на керамики и се слични на нерфосувачкиот челик. Токму поради тоа Garvie уште ја нарекува "ceramic steel"³². Како добар материјал за денталната употреба, циркониум-оксидната керамика се користи заради следните нејзини механички и хемиски особини:

- Густина $> 6 \text{ g/cm}^3$
- Порозност $< 0.1 \%$
- Цврстина на свиткување 900-1200 MPa
- Отпорност на сила на компресија 2000 MPa
- Young-ов модул на еластичност 210 GPa
- Коефициент на термичка експанзија $11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
- Термичка проводливост 2 W m K^{-1}
- Тврдина 1200 HV

Физичките карактеристики на овој материјал зависат од големината на честичките, површината, големината на кристалите и присуството на нечистотии. Фрактурната цврстина на циркониум-оксидна керамика делумно стабилизирана со 5 mol% Y_2O_3 е пониска отколку со 3 mol% Y_2O_3 , бидејќи со содржина на Y_2O_3 од над 3-4% трансформациското зајакнување е помалку ефективно⁵².

Заради трансформациско зајакнување, фрактурната цврстина на цирконијата е помеѓу 7 и 10 MPa $m^{-1/2}$, што е речиси двојно повисока од таа на алуминиум оксидната керамика.

Други важни фактори кои влијаат на зголемување на механичките особини и издржливоста на циркониумските изработки се хемискиот состав, процесот на изработка и синтерување, клиничката процедура и типот на препарација на носачите (абатментите).

Чистата цирконија има бела боја и е непросирна од другите дентални керамики. Во поглед на изгледот на реставрацијата докажано е дека бојата на скелетот влијае на бојата на фасетираната коронка. Заради белата боја и

непрозирноста, циркониумската субструктура потребно е да се обои пред синтерување. Со боењето се добива поприроден изглед и се намалува дебелината на слојот на фасетната керамика.

Во процесот на боење најчесто се додаваат оксиди на база на Fe, Cu, Co и Mn. Дали овие додатоци ќе влијаат врз хемиските карактеристики и отпорноста на цирконијата зависи од процесот на изработка⁵³. Истиот автор дошол до сознание дека обоената цирконија може да има дури и поголема отпорност отколку белата.

2.5.2 Биокompatибилност

Биокompatибилност (или ткивна кompatибилност) е способност на материјалот да обезбеди соодветен одговор од домаќинот кога се применува соодветно, односно, можност на материјалот да покаже карактеристична реакција во одредена примена. Биокompatибилноста на материјалот се утврдува со негово испуштање и размена на супстанции во околината преку растворливост или корозија.

Со оглед на специфичноста на секој материјал и неговото поединечно влијание врз живата материја, биокompatибилноста секогаш се дефинира и се прилагодува кон специфичните случаи.

Мал процент од популацијата е хиперсензитивна на денталните легури што содржат основни-благородни метали, како што се паладиум и никел. Безметалните керамички системи го елиминираат овој проблем⁵⁴. Целосно керамичките изработки се сметаат за добро прифатливи во поглед на оралната стабилност и биокompatибилност. Чистите Y-TZP прашоци претставуваат хемиски инертни материјали, кои овозможуваат добра атхезија на клетките, без притоа да има несакани системски реакции. Биокompatибилноста била проучувана *in vitro* и *in vivo*, кај повеќето од студиите биле насочени кон имплантација на цирконија во главата на фемурот, а ваквите тестови користеле култури на клетки како што се фибробластите, крвните клетки и остеобластите²³. Хуманите остеобласти култивирани со циркониумски дискови покажувале добри атхезивни и пролиферативни особини.

Повеќе *in vitro* и *in vivo* студии ја потврдиле супериорната биокомпатибилност на циркониумските керамички изработки, како и нивната безбедна употреба во поглед на цитотоксичноста, која е слична на онаа на алуминиумот. Кај нив не се пронајдени онкогени или мутагени ефекти врз фибробластите или крвните клетки. Акумулацијата на плак може да се спореди со онаа од природните заби. Истражувањата покажуваат и насобирање на помалку бактерии околу Y-TZP отколку кај титаниумот во поглед на присуство на патогени^{55,56}. Сепак, може да се ослободат честички при деградација на цирконијата при ниски температури, што предизвикува локализирана инфламаторна реакција⁵⁷. Заради ниската термална проводливост на керамиката (спротивно на металните изработки), кај неа не се јавува чувствителност на промена на температурата.

2.5.3 Радиоактивност

Циркониумот го нема во природата во чиста состојба. Може да се најде во коњукација со силикатен оксид со минерално име Zircon ($ZrO_2 \times SiO_2$) или како слободен оксид (Zirconia, ZrO_2) со минерално име Baddeleyite²³.

Овие минерали не можат да се користат како основни материјали во стоматологијата заради присуството на различни метални елементи кои ја бојат масата и присуството на природните радионуклеиди, како што се ураниум и торииум, кои што ги прават толерантно радиоактивни според европските стандарди за изложеност на ткива и органи. За да се добие чист циркониумски прав се користат комплексни и долги процеси, кои резултираат со ефективно одделување на овие елементи.

Циркониумскиот прав содржи мали количини на радионуклеиди од ураниум-радиум (^{226}Ra) и торииум (^{228}Th). После постапките за прочистување може да се добијат циркониумски прашоци со ниска радиоактивност ($<100 Gyh^{-1}$), што е под европските граници на изложеност на човечки органи и ткива на радијација споредено со алуминиумските керамики и Co-Cr легури⁸. Материјалот може да се користи како керамички биоматеријал после пречистувањето²³.

2.5.4 Оптички карактеристики

Yttria-stabilized zirconia (YSZ) има висок рефракторен индекс (2.1 до 2.2), низок коефициент на апсорпција и висока непровидност во видливиот и инфрацрвен спектар. Зголемената непровидност на цирконијата е многу битна кај клиничките случаи кои бараат естетика, за покривање на заби со променета боја, и метални абатменти. Заради непроѕирноста, мора да биде покриена со просирни керамики за да се задржи природниот изглед на забите. Циркониумските керамики се карактеризираат со висока вредност на релативна просирност, споредено со онаа на металот. Употребата на CAD/CAM овозможува изработка на потенка структура (0,5 mm), оставајќи повеќе простор за апликација на керамички слој⁵⁷.

2.6 Видови на циркониумска керамика застапени во стоматологијата

Иако постојат повеќе типови на циркониумска керамика, денес само три типа се користат во стоматологијата и тоа:

- Zirconia-toughened alumina (ZTA)
- Magnesium partially stabilized zirconia (Mg-PSZ)
- Yttrium tetragonal zirconia polycrystals (3Y-TZP)

2.6.1 Zirconia-toughened alumina (ZTA)

Циркониумска керамика се комбинира со матрица од Al_2O_3 , формирајќи структура наречена ZTA. Стабилноста на тетрагоналната фаза при собна температура се контролира со големината, морфологијата и локализацијата на честичките. Меѓу керамиките во стоматологијата, единствен комерцијален тип на зајакната керамика со дисперзија е In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Germany). Техниката на производство е со синтерување, па висока е порозноста на овој материјал при рачна изработка на инфраструктурата, со што се намалува отпорноста на изработките. Индустриското производство на пред-синтерувани

блокови од овој материјал резултира со подобри механички карактеристики, но со контракции од околу 25%.

Кај ZTA, циркониумските честички се комбинирани со матрица алуминиум, создавајќи структура позната како циркониумски зајакнат алуминиум. Овие материјали ја користат способноста на трансформација на растурена цирконија предизвикана од оптоварување. За разлика од другите два типа, стабилноста на тетрагоналната фаза на собна температура е контролирана со големината на честичките, нивната морфологија и локацијата (интрагрануларни или интергрануларни)^{58,59}.

2.6.2 Magnesium partially stabilized zirconia (Mg-PSZ)

Микроструктурата на Mg-PSZ се состои од зраци на кубична цирконија делумно стабилизирани со 8-10 mol% магнезиум оксид. Заради тешкотијата од обезбедување на слободен силициум Mg-PSZ прекурзори, магнезиум силикатите може да формираат ниска содржина на магнезиум, давајќи ѝ предност на t-m трансформацијата (тетрагонална во моноклинична) што резултира со пониски механички карактеристики и стабилност на материјалот. Изработени се целосно синтерувани блокови од овој материјал и бараат цврсти и силни механички системи⁴³.

Овој материјал не се користи многу заради неговата порозност, која е резултат на големината на честичките (30-60 μm) што доведува до истрошеност, ниска стабилност и општо слаби механички карактеристики, особено во споредба со 3Y-TZP.

2.6.3 Yttrium tetragonal zirconia polycrystals (3Y-TZP)

3Y-TZP е најпозната и најчесто користена форма на цирконија за дентална апликација. Се состои од низа на претворливи t-Zr честички стабилизирани со додавање на 3 mol% yttrium-oxide (Y_2O_3). 3Y-TZP се добива од микроструктури кои содржат ситни честички (0,2 до 0,5 μm во дијаметар) во зависност од температурата на синтерување, со што се избегнува феноменот на структурна дестабилизација во присуство на плунка, забавувајќи го растот на критични пукнатини. Таа има ниска порозност и висока густина.

3Y-TZP е најцврстиот порцелан достапен за користење во стоматологијата. Физичките особини на цирконијата зависат од големината на честичките, површината, димензијата на кристалите и присуството на нечистотија.¹¹⁴ Поликристалната цирконија се карактеризира со отпорност на свиткување од преку 1000 MPa. Научниците ги истражувале карактеристиките на густо синтерувана цирконија со честички од средна големина од околу 0,8 μm . Цирконијата била делумно стабилизирана со 3,5 mol% Y_2O_3 добивајќи фрактурна цврстина K_{IC} од 8.4 MPa $\cdot m^{1/2}$, просечен еластичен модул од 200 GPa и отпорност на свиткување од 1000 MPa, што е двапати повеќе од чист Al_2O_3 . Измерените вредности на отпорност на свиткување со содржина од 5 mol% Y_2O_3 биле пониски од оние со 3 mol% Y_2O_3 , бидејќи со содржина на yttria од повеќе од 3-4% трансформацијата на зацврстување ја губи својата ефективност.

CAD/CAM технологијата првпат била користена во стоматологијата од Francois Duret во 1971 година⁶⁰. Првенствено оваа технологија била наменета за целосно синтеруваниите керамички блокови (тврда машинска обработка), за во денешно време да е проширена и за делумно синтеруваната керамика (мека обработка), која подоцна целосно термички се обработува за да се постигне соодветно синтерување⁶¹.

До сега, CAD/CAM системите со цирконија имаат највисока фрактурна цврстина од сите целосно керамички материјали и постојано се користат за најестетски изработки на природната дентиција. Широко се прифатени во секојдневната стоматолошка практика.

2.7. Мека обработка

Во 2001 година, после интензивна истражувачка работа, воведена е мека обработка на керамички блокови од делумно синтеруванa цирконија со CAD/CAM технологија за изработка на дентални реставрации^{62,63}. Намалувањето на волуменот кое се јавува за време на синтерувањето на циркониумските блокови (околу 25%) се надоместува со дизајнот. Делумно синтеруваниите блокови лесно се обработуваат, со што значително се заштедува време и трошење на алатот. Типот на цирконија која се користи за оваа технологија е биомедицинска тетрагонална цирконија стабилизирана со 3 mol% итриум (3Y-TZP)⁶⁴. Чистата цирконија на собна температура е моноклинична, а на температура над 1170 °C е тетрагонална. При трансформација од тетрагонална во моноклинична фаза се јавува значителен пораст на волуменот (~4.5%). Тетрагоналната форма при висока температура може да се стабилизира при собна температура со додавање на различни оксиди, како што се итриум, цериум, калциум или магнезиум^{99,100,101}. Делумно стабилизираниата тетрагонална цирконија зајакнува при фазната трансформација, што е поврзано со порастот на волуменот, што пак доведува до напони на компресија. Овој механизам е ефикасен во спречување на натамошна појава на пукнатини и доведува до исклучителни механички особини на делумно стабилизираниата цирконија^{65,66,67}. Стабилноста и механичките особини на 3Y-TZP во голема мерка зависат од големината на честичките^{68,69}. Над критичната големина на честичките, 3Y-TZP е помалку стабилна и поподложна на спонтанa трансформација, додека при помала големина на честичките се јавува понизок степен на трансформација^{70,71}. Големината на честичките се одредува со условите на синтерување, а посебно со температурата и времетраењето на синтерувањето. Повисоките температури и подолгото синтерување доведуваат до користење на поголеми честички. Моментално достапните 3Y-TZP керамики за мека обработка на дентални реставрации, во зависност од производителот се синтеруваат на температури од 1350 до 1550 °C и времетраење од 2-6 h.

Овие разлики можат да доведат до мали различности во механичките особини на крајниот производ. Во секој случај, во денешно време, 3Y-TZP керамиките за дентални изработки нудат најдобри механички карактеристики од сите достапни целосно керамички материјали.

Техниката на мека обработка се покажала како исклучително успешна од нејзиното воведување во стоматологија пред околу 15 години па сè до денес. Големиот број на дентални публикации за цирконијата, заедно со бројната литература која е објавена за различните типови на цирконија пред нејзиното воведување во употреба во стоматологијата, денес нудат голема база на податоци и информации. Бројните научни трудови се од големо значење во проширувањето на знаењата поврзани со употребата на цирконијата во стоматологијата денес и нудат исклучителни информации за циркониум керамиката за биомедицинска примена^{72,73}. In vivo студиите кои ја оценувале 3- и 5-годишната успешност на фиксни парцијални протези од 3Y-TZP покажале одличен процент на успех, но понизок процент на опстанок на овие изработки заради компликациите како што се секундарен кариес и одлуснување на фасетната керамика^{74,75}. Сепак, изработките од 3Y-TZP добиени со техника на мека обработка и синтерување покажуваат одлични резултати и успех во стоматолошката протетика.

2.8 Тврда обработка

За оваа обработка се користат целосно синтерувани 3Y-TZP блокови, кои се подготвуваат со делумно синтерување на температури под 1500 °C, за да се постигне густина најмалку 95% од теоретската густина. Потоа блоковите се процесираат со “топло изостатичко пресување” на високи температури (1400-1500 °C) при висок притисок во инертно гасна атмосфера за да се добијат многу тврди, густы (99% од теоретската густина) и хомогени блокови од целосно синтерувана цирконија. Блоковите потоа може да се изработат користејќи специјално дизајниран систем на мелење за обликување на изработката во соодветната, сакана форма и до правите, финални димензии. Заради големата тврдост и ниската обработливост на целосно синтеруваната Y-TZP, системот за мелење мора да биде особено моќен^{76,77}.

2.9 Употреба на цирконија во стоматологијата

Циркониумската керамика како биоматеријал рапидно го зголемува своето индикационо подрачје во областа на стоматологијата. Исклучителните механички,

естетски и биолошки особини треба да се показатели кои ќе овозможат замена на метал-керамичките изработки со циркониумски.

Спектарот на примена на цирконијата во стоматологијата вклучува изработка на интра радикуларни колчиња, ортодонтски брикети, орални импланти, абатменти за импланти, фасети, фиксно-протетски субструктури - мостови, коронки.

2.9.1 Интра-радикуларни колчиња

Циркониумските интра радикуларни колчиња почнале да се користат на почетокот на 90-те години²⁵. Белата боја на цирконијата обезбедува поголема естетика на колчињата и капиците под керамичките коронки споредено со темните метални колчиња. Овие безметални конструкции имаат одлична биокompatibilност и не покажуваат галванска корозија која може да биде штетна за коренот на забот⁷⁸.

Nissan и сор. (2011)⁷⁹ докажале дека нема значителна разлика меѓу издржливоста на системите со керамички и метални колчиња.

Во клиничките студии направени во краток рок (краток временски интервал) за циркониумски колчиња не е забележан неуспех на овие изработки.

Како главна предност на циркониумските колчиња многу автори ја наведуваат нивната транспаренција и боја слична на забите, со што ги чини употребливи со целосно керамички коронки во антериорната регија. Индицирани се кај заби со тешка коронарна деструкција, преку овозможување на многу поголема јачина од композитните материјали. Начинот на препарација на циркониумските колчиња е многу сличен со другите системи на колчиња. Треба да се обрне внимание на зачувување на забната структура во текот на препарацијата на коренскиот канал. Одржувањето на "ferrule effect" (мин 2 mm во висина и 1 mm длабочина на прстенестиот обрач) е клучно за постигнување на долготрајност на изработката. Главен недостаток на циркониумските колчиња е високата ригидност на коренот на ендодонтски третираниот заб и почесто

фрактурирање на коренот на забот отколку колчето. Друг битен недостаток е невозможноста да се отстрани од каналот на коренот.

2.9.2 Ортодонтски брикети

На почетокот на 1990-тите, во стоматолошката протетика воведени се обоени циркониумски ортодонтски брикети за постигнување на подобри козметички резултати. Keith и сор. (1994)⁸⁰ објавиле дека циркониумските керамички брикети имаат клинички прифатлива сила на влечење. Спроведени се и неколку *in vitro* студии за силите на триење на циркониумските брикети, во кои не е утврдена значителна предност на циркониумските во однос на алуминиумските брикети, во поглед на нивните карактеристики и отпорност на триење. Во нивната студија, Keith и сор. (1994)⁸⁰ не пронашле значителна предност на цирконијата во однос на алуминиумските брикети во однос на особините на триење. Во литературата нема многу податоци за клинички студии направени за циркониумските брикети. Монокристалните и поликристалните алуминиумски оксиди се почесто користени материјали за керамичките брикети отколку цирконијата. Циркониумските брикети се непросирни и од таа причина може да бидат повидливи споредено со алуминиумските.

2.9.3 Орални импланти

Керамичките материјали, посебно цирконијата, се предложени за материјал за изработка на импланти, како замена за титаниумот. Естетскиот резултат и биокompatибилноста на керамичките материјали за импланти, како и можните алергиски реакции на пациентите на титаниум, го зголемуваат интересот за развој на циркониумските импланти⁸¹. Неколку *in vitro* студии покажале дека цирконијата не е цитотоксичен. Хуманите гингивални фибробласти имаат добро прикачување и пролиферација за циркониумските материјали. Ова е битно за регенерација на млада коска и меко ткиво, кога се третираат пациенти со импланти.

Цирконијата покажува ниски вредности за стрептококна адхезија во неколку *in vitro* студии, додека пак адхезијата на *Candida albicans* е пронајдена дека е слична меѓу обработените титаниумски и циркониумски површини⁸².

На почетокот на 90-те Akagawa користел цирконија како материјал за орални импланти во експерименти со животни. Подоцна во *in vivo* и *in vitro* експерименти со животни, циркониумските импланти покажале прифатлива осеоинтеграција, клеточен метаболизам и одговор на мекото ткиво. Биолошките особини на циркониумските импланти може да се споредат со титаниумските импланти⁸³.

In vitro студиите на Kohal и сор. (2006)⁸⁴ за циркониумски импланти објаснуваат посакувано механичко однесување на материјалот после замор кога средната вредност на фрактурните сили е во очекуваните граници за предните заби.

Имплантите од Y-TZP како дентален материјал со висока биокompatibilност, подобрени механички карактеристики и лесен за ракување при препарација на абатментите, лесно прифатлив од коските и мекото ткиво, успешно се осеоинтегрираат под услови на оптоварување, слично како титаниумските импланти.

Резултатите се ветувачки, но потребни се повеќе долгорочни студии пред да се omasови клиничка употреба на циркониумските импланти⁸¹.

2.9.4 Абатменти за импланти

Употребата на импланти за замена на предните заби е естетски предизвикувачка. Бојата на керамичките абатменти слична на бојата на забите е природна за реставрации со импланти отколку метални абатменти. Темната сенка на металните абатменти може да се пренесе преку периимплантното ткиво и тенката мукоза и дава неприроден темен или сив изглед⁸⁵.

Овие естетски проблеми на металниот абатмент може да се надминат со клиничка примена на циркониумски абатменти. Тие се достапни како префабрикувани или направени по мерка. Нивното дополнително прилагодување се

постигнува со екстра и интра-орална препарација. Најчесто препорачани препарации од повеќето автори се оние со изразена олуковидна или правоаголна стапалка со внатрешно заоблување.

In vivo студиите за микробиолошка колонизација кај титаниумски и циркониумски дискови покажале дека на површината на цирконијата се насобира помалку плак отколку на титаниумот⁸⁶.

Glauser и сop. (2004)⁸⁷ сметаат дека за керамички абатменти, цирконијата е материјал за избор заради добрите механички особини и заради поголемата сигурност споредено со абатментите изработени од алуминиум (Al₂O₃).

Во други студии, фрактурната отпорност на циркониумските абатменти при статичко оптоварување се движат од 429 N до 576 N⁸⁸. Овие студии покажуваат дека циркониумските абатменти може да ги издржат клиничките мастикаторни сили, бидејќи според научните трудови максималните оклузални сили во секалната зона се движат од 108 N до 174 N⁸⁹, од 93 N до 368 N и од 161 N до 299 N⁹⁰. Nakamura и сop. (2010)⁹¹ заклучиле дека заради своите механички и биолошки особини, цирконијата е соодветен материјал за абатменти и може да се користи во антериорната и постериорната регија.

2.9.5 Фасети

Постојаната непросирност на цирконијата овозможува нејзина клиничка примена за цврсти фасетни изработки со подобро својство на маскирање-прикривање на потемнети заби. Според Rosentritt и сop. (2000)⁹² фасетите се замена на емајлот на забот, користени главно во естетски цели на фронталните заби и постоење на минимална инвазивна препарација.

Овие изработки се со просечна дебелина од околу 0,5 mm, а се лепат (цементираат) или бондираат за забот со користење на композитен смолест цемент (лепак). Покрај естетиката, тие ги подобруваат и механичките особини на забите и обезбедуваат доволно цврстина и спречуваат свиткување на реставрацијата, со што кај нив се зголемува критичната сила на лом. Генерално,

стоматолозите не се запознаени со опсегот на флексибилност на забите и затоа овие изработки често се употребуваат несоодветно.

2.9.6 Фиксно протетски субструктури

Фиксно протетските циркониумски субструктури во почетокот се изработувале со мануелна глодачка (режачка) машина и со постапка со директно инкјет печатење⁹³, а денес најкористени се CAD/CAM системите⁹⁴. Persson и соп. (2008)⁹⁵ во својата студија покажале дека CAD методот е попрецизен од традиционалниот метод на реплика во поглед на пасувањето на циркониумските реставрации. При изработката на фиксно протетските субструктури суровиот циркониумски материјал може да биде во пред-синтеруван мека зелена состојба или целосно синтеруван⁹⁶. Глодањето (режењето) на структурите во целосно синтеруван форма обезбедува повисока прецизност, но може да доведе до појава на микропукнатини во материјалот⁹⁴. Од друга страна, процесот на обработка на материјал во пред-синтеруван зелена состојба е лесен, но не секогаш дава висока прецизност, бидејќи скелетите треба да се околу 20 % поголеми заради контрахирањето кое се јавува за време на синтерувањето, а точните крајни димензии после синтерувањето се непознати⁴⁷. После глодањето (режењето) и синтерувањето, кога само со цирконијата не може да се добие бараната боја и транслуценција, циркониумските скелети се фасетираат со фасетен порцелан.

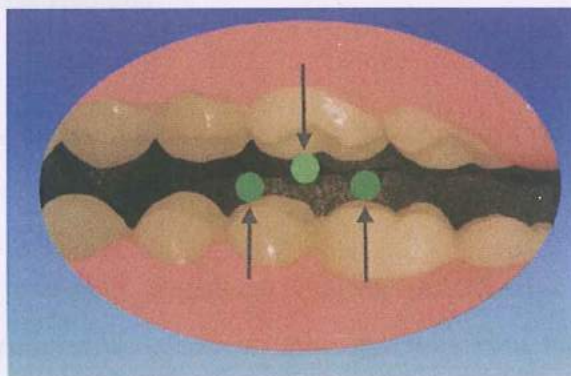
Фазната трансформација предизвикана од третманот на површините на материјалот се претпоставува дека ја намалува неговата издржливост на подолг рок⁹⁷.

Кога пукнатините се шират од површината на материјалот, ширењето не може да се спречи бидејќи трансформациското зајакнување е веќе завршено за време на третманот на површината, па микропукнатините може да се прошират низ трансформираната моноклинична површина. Резултатите од повеќе студии се различни и до сега не може да се извлечат заклучоци дали обработката на површината предизвикува штетни ефекти при долготрајна употреба.

Во механичките *in vitro* испитувања фиксните протези покажале висока способност за носење на товар. Во поновите студии фрактурната отпорност на фронталните циркониумски субструктури се движи од 551 N до 1100 N, во

зависност од дебелината и видот на препарација⁹⁸. Фрактурната отпорност на циркониумските субструктури кај моларите цементиран на челични или бакарни абатменти од се движи од 2135 N до 4114 N⁸⁸, во зависност од дебелината на скелетите и типот на фасетната керамика. Силата на лом на циркониумските мостови се движи од 1192 N до 2131 N⁹⁹. Испитувањето на распоредот на силите под оптоварување на циркониумските мостови покажува дека во делот на членовите е потенцијалната зона на лом на овие реставрации. Заради ова, се препорачува минимален дијаметар од 4,0 mm на членовите кај циркониумските мостови во бочната регија¹⁰¹.

Максималните цвакални сили во моларната регија измерени со површинска електромиографија се движат од 446 N до 1220 N кај возрасните, а центарот на цвакалните сили се наоѓа во пределот на премоларите и моларите¹⁰¹. (Слика 8)



Слика 8. Центар на цвакалните сили

Пациентите со бруксизам имаат повисоки максимални цвакални сили. Сепак, циркониумските изработки се способни да ги издржат нормалните цвакални сили во моларната регија, особено кога максималните цвакални сили не се присутни за цело време. Векот на овие циркониумски изработки е добар и тие се поволни за долготрајно користење¹⁰².

Долготрајноста на денталните изработки е значајна од аспект на здравствената грижа, а лонгитудиналните студии се погодни за прецизно истражување на долготрајноста на ваквите изработки. Процентот на успешност кај овие изработки се однесува на неоштетеност од 95% после 5 години и 85% после 10 години при процес на постојана мастикација¹⁰³.

Покрај механичките особини и изгледот, еден од клучните фактори за клинички успех и долготрајност на циркониумските изработки е маргиналната адаптација. Недоволното добро налегнување и отворените цервикални ивички кај изработките може да направат простор за насобирање на бактерии, кои може да предизвикаат секундарен кариес и иритација на гингивата¹⁰⁴. Веуер и сор. (2008b)¹⁰⁵ докажале дека аголот на препарација не влијае врз маргиналната адаптација на циркониумските субструктури.

Дизајнот на препарација пак влијае на фрактурната отпорност на циркониумските субструктури. Во претходната студија на Веуер и сор. (2008b)¹⁰⁵ фрактурната отпорност на циркониумските субструктури била статистички повисока за правоаголна препарација отколку кај длабоко олуковидната препарација¹⁰⁶. За клинички прифатлив се смета маргинален зјап под 120 μm ¹⁰⁷. Во поновите *In vitro* студии маргиналното налегнување на циркониумските скелети било под оваа граница^{96,108}.

2.10 Фактори кои влијаат на квалитетот и успешноста на изработките

Kerschbaum (1999)¹⁰⁹ извршил поделба на факторите кои влијаат врз успешноста на изработките и тоа на фактори поврзани со самиот пациент и фактори поврзани со процесот на изработка и лекарот-стоматолог.

2.10.1 Фактори поврзани со пациентот вклучуваат:

- ризик од кариес (висок број на бактерии предизвикувачи на кариес, мал локален внес на флуориди, конзумирање на многу шеќер, мала количина на плунка)

- ризик од периодонтитис (слаба орална хигиена, пушење, генетски фактори)

- бруксизам

- учество во контактни спортови

2.10.2 Фактори поврзани со процесот на изработка и лекарот-стоматолог

вклучуваат:

- лоша дијагноза (лоша проценка на кариес и периодонтитис, кратки коронки),
- неадекватен пред-оперативен третман (недостаток на намалување на постоечкиот ризик, чистење на забите, упатства за орална хигиена),
- несоодветен дизајн на изработката за дадена ситуација,
- несоодветна препарација,
- лоша техника на земање на отпечатоци,
- естетика која не одговара на пациентот,
- невешта изработка на мостот во денталната лабораторија (недоволен физиолошки простор за интерденталната папила),
- несоодветно поставување на мостот (несоодветна контрола на влажноста, некоректно поставување на мостот),
- несоодветен распоред за контроли.

2.11 Циркониумски коронки

Препарацијата на забите (абатментите) за циркониумски коронки треба да биде соодветна за да овозможи доволно простор за субструктурата, за материјалот за фасетирање и за поволна дистрибуција на функционалните оптоварувања. Препарацијата на забите во антериорната регија мора да имаат редукција од најмалку 1,5 mm инцизално и 1,0 mm аксијално со закосување од 4-6°. Аксијална редукција во фронталната регија може да се продолжи до 1,5 mm. Бочните заби треба да се препарирани со 1,5 mm оклузална редукција и 1,0 mm аксијална редукција, со закосување од 4-6°. Овие параметри за степен на наклонетост се земени од теоретски аспект. Меѓутоа, практиката е сосема нешто друго. Гугувчевски⁸ наведува дека испитувањата на препарациите на коронки што денес се изведуваат во клиничката практика, укажуваат дека средната вредност на аголот на вкупна конвергенција изнесува од 12° до 29°, зависно од локализацијата и положбата на потпорниот заб. Препарацијата на забите може да се направи со неколку различни типови на стапалки, иако најчесто се препорачуваат олуковидната и заоблената правоаголна стапалка¹¹⁰. Низ стоматолошката литература присутни се подвоени мислење за тоа кој тип на стапалка зема

поголемо учество во зголемувањето на фрактурната отпорност на циркониум оксидната керамика. Субструктурите во бочната регија се изработуваат со циркониумски капици со еднаква дебелина од 0,5 mm. Во фронталната регија, јачината и естетските барања дозволуваат изработка и на капици со дебелина од 0,3 mm.

Фрактурната отпорност на материјалот се дефинира како максимално или критично оптоварување што може да го издржи материјалот до појава на фрактура.

Таа претставува битна карактеристика на безметалните циркониумски изработки, бидејќи тие изработки активно се спротивставуваат на силите на цвакопритисокот (оклузални сили), особено во пределот на премоларите и моларите, каде мастикаторната сила е неколкупати поголема отколку во фронтот.

Оклузални сили се силите кои се создаваат со динамичка акција на мускулите за време на физиолошкиот акт на мастикација. Силите на загриз се зголемуваат со растот. Кај мажите овие сили се поголеми отколку кај жените. Оваа разлика меѓу половите се должи на тоа што мажите имаат поголеми мускули отколку жените. Покажано е дека постои позитивна врска меѓу максималните сили на загриз во инцизалната регија и вертикалните пропорции на anteriорната фацијална морфологија. Повисоки оптоварувања при загриз се јавуваат кај моларите отколку кај другите заби. Не е пронајдена врска меѓу фацијалните карактеристики и максималната сила на загриз во моларната регија или максималната отпорност на цвакална сила¹¹¹. Максималните сили на загриз кои може да се јават во постериорната регија се движат од 300 N до 880 N^{111,112}. Кај пациенти со бруксизам се јавуваат сили на загриз кои може да бидат и шест пати поголеми отколку кај останатите. Schwickerath и Cоsa (1987)¹¹³ покажале дека максималните цвакални сили во моларната регија се околу 400 N. Максимална сила од 500 N за кршење на лешник е максималната граница за природни заби¹¹⁴. Исто така, може да се заклучи дека за да се постигне добар клинички резултат на подолг рок, битно е постериорните реставрации да може да го издржат максималното оптоварување кое може да се јави во оваа регија. Кога се споредуваат максималните сили кои ги создава стоматогнатниот систем се заклучува дека функционалните цвакални сили се помали. Повеќе автори

покажале дека нормалните физиолошки цвкални сили околу постериорните заби се движат од 2 N до 150 N^{111,115,116,117}. Krejci и сор. (1990)¹¹⁸, Behr и сор. (1999)¹¹⁹ и Kern и сор. (1999)¹²⁰ во своите истражувања со симулатори користеле оптоварување од 49 N за да симулираат физиолошка сила на загриз.

Guazzato и сор. (2004b)³⁸ ги испитувале цврстината, отпорноста на фрактури и микроструктурата на керамичките материјали и покажале дека циркониумската дентална керамика е поцврст материјал споредено со конвенционалната стакло-керамика.

Долготрајноста на циркониум оксидните единечни коронки била анализирана во тригодишната ретроспективна студија на Ortorp, Kihl и Carlsson (2009)¹²¹ на 161 пациент од приватна практика. 78% од коронките биле локализирани во регијата на премоларите и моларите. После три години користење немало појава на фрактура на скелетот (капиците), туку присутни биле само некои компликации и тоа: 2,5% завршиле со екстракција на забите носачи, кај 2% се јавила губење на коронката поради лоша ретенција и фрактура на фасетната керамика кај 1% од испитаниците.

Вкупната должина на издржливост на изработките била 92,7% за период од 3 години.

Во истражувањата на Hogg (2004)¹²² испитувана е силата на лом на различни целосно керамички системи (цементирани со смолест адхезивен цемент) и тоа: група А – IPS Eris, група Б – Cerec In-lab Alumina, група В – Cerec In-lab Zirconia, група Г – Procera AllCeram Alumina, група Д – Procera Zirconia. Заклучено е дека Procera Zirconia керамичкиот систем со $420,37 \pm 82,45$ kgF има сигнификантно повисока сила на лом од останатите керамички системи.

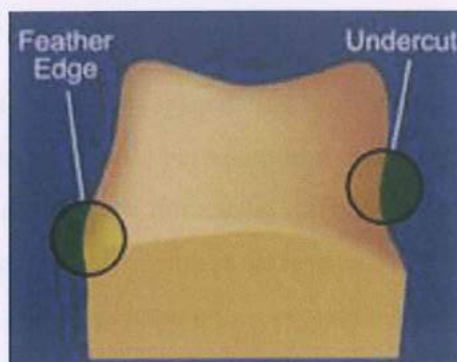
Функционалната трајност на безметалните изработки во прв ред зависи од механичката цврстина на циркониум-оксидната керамика, која што се должи на структурните особини на циркониумот, видот на препарација, аголот на конвергенција и видот на користениот цемент.

2.12 Видови на препарација

Под поимот препарација се подразбира рамномерно одземање на тврдата забна супстанца, создавање на доволен простор и подготвување на забот за изработка на идната фиксно-протетска конструкција. Местото каде што завршува иструганиот дел од забот и преодот кон неиструганиот дел е познат како демаркациона линија или граница на препарација.

Donovan⁵ границата на препарација спрема обликот на демаркационата линија прв ја поделил во три основни видови:

- линиска (тангенцијална) (Слика 9)
- правоаголна (shoulder) (Слика 10)
- заоблена-олуковидна (chamfer) (Слика 11)



Слика 9. Линиска (тангенцијална) препарација



Слика 10. Правоаголна стапалка



Слика 11. Заоблена - олуковидна стапалка

Gavelis и сop. (1981)⁵⁸ воочуваат на постоење на поврзаност меѓу препарација без стапалка и препарација со правоаголна стапалка со доброто цервикално налегнување и оклузалната лагодност на тогашните коронки.

Snyder и сop. (2005)⁵⁹ и Sundh и сop. (2005)⁸⁸ во различни студии доаѓаат до сознание дека коронките не можат да имаат добро налегнување и доволна цврстина без соодветна препарација со стапалка.

Во поново време, истражувањата на Mirkovic¹²³, Todorovic¹²⁴ и Kostic¹²⁵ овозможуваат да се увиди дека препарацијата кај безметалните циркониумски коронки со правоаголна стапалка покажува поголема фрактурна отпорност и тоа 2214 N наспроти линиската препарација каде фрактураната отпорност е 2090 N. Фрактурна отпорност при препарација со правоаголна стапалка е за 5,93% поголема отколку фрактурната отпорност при линиската препарација.

De Jager¹²⁶ и соработниците во слична студија дошле до заклучок дека препарацијата со олуковидна стапалка придонесува за зголемување на фрактурната отпорност кај безметалните коронки.

Од истражувањата направени од Ezatollah Jalalian^{127,128} и соработниците може да се увиди дека фрактурната отпорност на целосно керамичките коронки препарирани со олуковидна стапалка е поголема и изнесува 610,18 N, споредено со препарацијата со правоаголна стапалка, каде фрактурната отпорност изнесува 502,72 N, односно 21,38% повеќе.

Ezatollah Jalalian^{129,130,131} пак во неколку други свои трудови врши споредување на два типа на олуковидна стапалка со длабочина од 0,8 mm и 1 mm. Добиените резултати покажуваат дека фрактурната резистентност на

циркониумските коронки со 0,8 mm длабочина на стапалката изнесува 991,75 N, а кај оние со длабочина на олуковидната стапалка од 1 mm изнесува 1426,10 N или 43,8% повеќе.

Денталните реставрации се предмет на оптоварување со циклични сили од 60 N до 250 N за време на нормална функција и на сили од 500 N до 800 N во кратки периоди¹³². Waltimo и Kononen (1993)¹³³ заклучиле дека максималните сили на цвакопритисок во моларната регија биле 847 N за мажите и 597 N кај жените. Максималната сила на цвакопритисок во регијата на премоларите се движела меѓу 181 N и 608 N¹³⁴. Сепак, нормалните сили на цвакопритисок кај луѓето се движат од 37% до 40% од максималните сили¹³⁵.

Potiket¹³⁶ и соработниците укажуваат на податокот дека препарацијата со стапалка длабока 1 mm дава добра фрактурна отпорност кај изработките од безметална керамика.

Во нивниот труд извршена е визуелна анализа и класификација на типот на фрактурите кај субструктурите според класификацијата на Burke, каде класа I – минимална фрактура или пукнатина на капицата, класа II – отпадната помалку од половина од капицата, класа III – фрактура на капицата низ средишната линија, половина од капицата дислоцирана или отпадната, класа IV – отпадната повеќе од половина капица, класа V – сериозна фрактура на забот и/или капицата. Најголем дел од примероците биле со фрактура од класа V.

Дека препарацијата со правоаголна стапалка ги подобрува биомеханичките перформанси на поединечните безметални коронки покажуваат резултатите од истражувањата на Di Lorio и сор.¹³⁷

Постоење на значајна разлика во фрактурната отпорност на експерименталната група на молари препарирани со олуковидна стапалка во однос на експерименталната група молари препарирани со правоаголна стапалка се нагласува во двете *in vitro* студии на Florian Beuer и сор.¹³⁸

Во засебни студии направени од страна на Webber¹³⁹ и Proussaefs¹⁴⁰ направена е споредба на фрактурната резистентност на Inceram целосно керамичките коронки, чија граница на препарација е со олуковидна стапалка и со

правоаголна стапалка. Со добиените резултати се покажува дека примероците со олуковидна стапалка покажуваат поголема фрактурна отпорност.

2.13 Агол на конвергенција

Историски, ретенцијата била главен фокус на интерес за принципите на препарација. На ретенцијата, покрај другите веќе споменати фактори, силно влијание има и аголот на закосеност (односно аголот на вкупна конвергенција). Препораките од литературата за аксијално закосување за време на препарација на забот се движат од $4-6^\circ$ што се смета како идеално, а од $6-14^\circ$ за клинички прифатливо. Овие препораки се само теоретски и многу е тешко да се постигнат во клиничката практика.

Но, практиката покажува дека при препарацијата на забите, зависно од регијата, инклинацијата и ротацијата на самиот заб, вкупниот агол на конвергенција се движи во средни вредности од $12-29^\circ$.

Повеќе автори во свои студии заклучиле дека аголот на закосеност на препарацијата влијае негативно на фрактурната отпорност на целосно керамички изработки, односно дека поголем аксијален агол на конвергенција ќе ја намали фрактурната отпорност. Тие укажуваат на влијанието на закосувањето и висината на препарацијата врз цврстината и ретенцијата на циркониумски коронки. Заклучиле е дека најдобра ретенција и фрактурна отпорност се постигнува со помало закосување и повисоки аксијални сидови.

Анализирајќи ги аглите на закосување од 10° и 26° , Nordlander и сор.¹⁴¹ увиделе дека агол од 26° се покажува како граничен агол кој влијае на ретенцијата на изработките.²⁷

Од друга страна пак, Dodge и сор.¹⁴² во својата студија не нашле сигнификатно значајни разлики во ретенцијата кај препарациите во однос на агол на закосување, за негови вредности од 3° до 16° .²⁶

Annerstedt и сор.¹⁴³ препорачуваат за оптимален агол на конвергенција од $4-10^\circ$ и покрај тоа што е клинички тешко изводливо, Mask¹⁴⁴ посочува агол од 12° ,

Weed и соp.¹⁴⁵ и Smith и соp.¹⁴⁶ во своите студии укажуваат дека аголот на препарација кај поединечните коронки треба да изнесува од 12° до 20°.

Според Shillingburg⁷, оптимумот при закосувањето треба да изнесува од 14° за премолари до 24° за молари, како најсоодветно закосување кое успешно се спротивставува на силите на мастикација, има добра фрактурна отпорност и овозможува добра ретенција на целосно керамичката изработка.

Прекумерното закосување при препарација на забите може да доведе до истенчување на дентинските сидови и до експозиција на пулпата.

Сепак сè уште постојат поделени мислења низ литературата за влијанието на аголот на закосување на препарациите врз фрактурната отпорност на целосно керамичките изработки.

2.14 Ferrule effect

Познатите податоци од литературата го опишуваат терминот “ferrule” во период кога се појавиле надоградбите и полните коронки изработени од метал. Со менување на концептите и доктринарните пристапи во современата стоматологија се доведува до напуштање на т.н. метален концепт и сè повеќе се препорачува употреба на без металните системи. Со тоа терминот “ferrule” има само симболичко значење, кое треба дополнително да се допрецизира.

Податоците застапени во современата стоматолошко-протетска литература зборуваат дека присутните стапалки на препарација имаат влијание во формирањето на т.н. “ferrule effect” кој влијае врз фрактурната отпорност на коронките кај безметалните изработки.

Зборот “ferrule” потекнува од латинскиот збор *viriola* – мала алка или бразлетна. Овој израз под влијание на железото – *ferrum* се трансформирал во денталниот израз “ferrule”, бидејќи овој термин се користи за едноставна алка или прстен.

“Ferrule effect” или прстенест ефект всушност претставува ефект на обрач во пределот на цервиксот на забот и игра улога на важен фактор во

обезбедувањето на фрактурната резистентност на безметалните коронки, а воедно и заштита на самиот заб од негова фрактура.

Фрактурната отпорност се зголемува со висината на "ferrule". Препарациите со еднаква висина на "ferrule" по целиот цервикален обем на забот овозможуваат поголема фрактурна отпорност, отколку препарациите со различна висина на "ferrule".

Glazer во својата научна студија истакнува дека премоларите без "ferrule" имаат повисок ризик за фрактури отколку фронталните заби. Ова не се совпаѓа со студијата на Schmitter и Naumann и сор., кои заклучиле почести фрактури кај предните заби¹⁴⁷.

Според Sorensen¹⁴⁸ "ferrule effect" е дефиниран како 360° метален (или керамички) обрач на коронката околу паралелни дентински видови, кој се протега коронарно во вид на стапалка на препарацијата.

Гореспоменатите податоци помогнаа во формирањето на идејата за создавање на "ferrule effect", кој во текот на експерименталните испитувања ќе обезбеди зголемена фрактурна отпорност на безметалните изработки преку препарацијата со стапалка. Всушност, препарацијата со стапалка претставува еден вид зајакнување на цервикалниот дел на ваквите изработки.

2.15 Видови на цементи (дентални лепила) користени кај безметалните изработки

Денталните лепила формираат врска меѓу индиректно изработената реставрација и препарираната забна структура. Нивната главна функција е да ја прицврстат реставрација за забот, да го обложат изложениот дентин и да го пополнат неизбежниот зјај меѓу нив¹⁴⁹.

Трите главни типа на дентални лепила (цементи) кои се во употреба се цинк-фосфат, глас-јономер цемент и композитен смолист цемент. Цинк-фосфатот се смета за златен стандард во однос на сите други поради неговата долга клиничка историја на успешна употреба. Се користи повеќе од 100 години. Тој не

создава хемиска врска со подлогата и обезбедува само механичка ретенција, која според податоците од литературата изнесува околу 2,3 МПа¹⁵⁰.

Глас-јономер цементите се класифицирани како конвенционални глас-јономер цементи на водена основа без смола или како смолест модифициран глас-јономер цемент со додавање смола во формулата. Целта на додавање на смола е за да се подобрат физичките особини и да се намали чувствителноста на вода на конвенционалните глас јономер цементи. Овие цементи остваруваат хемиска врска со забната структура, создавајќи јонска врска која придонесува за поголема ретенција на реставрациите¹⁵¹. Глас-јономер цементите со отпорност на сила на притисок од 93-226 МПа имаат значително поголема отпорност од фосфатните цементи¹⁵².

Оваа група на цементи се биолошки компатибилни со забната пулпа, кога се користат соодветно спрема упатствата¹⁵³.

Композитните смолести цементи добиваат поголема популарност во клиничката употреба во последните години заради способноста да се врзат и за забната структура и за реставрацијата¹⁵⁴.

Врската на смолата за емајлот е микромеханичко врзување меѓу јетканите површини. Врската за дентинот е, исто така, микромеханичка, но многу покомплексна и обично бара неколку чекори пред апликација на прајмер за кој смолата хемиски се врзува¹⁵⁵.

Тие се делат на атхезивни композитни смолести цементи кои бараат посебна атхезивна апликација и само-атхезивни композитни смолести цементи.

Смолестите лепила (цементи) обезбедуваат двојно појака ретенција отколку цинк-фосфатниот или конвенционалните цементи и затоа имаат индицирана употреба кај препарациите со поголем агол на вкупна конвергенција (поголемо закосување) за целосно керамички изработки¹⁵⁶.

Студијата на Casson и сор. (2001)¹⁵⁷ покажува дека целосно керамички системи цементирани со смолест цемент имаат фрактурна отпорност од 1216 N, со глас-јономер цемент 754 N, а со цинк-фосфатен цемент 989 N. Спротивно на претходната, студијата на McCormick и сор. (1993)¹⁵⁸ покажува пак дека не постои

статистичка сигнификантна разлика меѓу фрактурните отпорности на изработките цементираны со овие три различни типови на цемент.

Цементирањето на циркониумските изработки треба да се заснова на микро-механичко и хемиско врзување бидејќи микро-механичката ретенција го поддржува хемиското врзување. Доколку врзувањето е базирано само на хемиски компоненти може да дојде до ослабнување на врската во влажни услови, како што се во оралната шуплина¹⁵⁹.

3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Цел 1

Да се утврди механичката отпорност на циркониумските капици при тангенцијална препарација на абатментот (забот носач).

Цел 2

Да се утврди механичката отпорност на циркониумските капици при препарација со правоаголна стапалка на абатментот (забот носач).

Цел 3

Да се утврди механичката отпорност на циркониумските капици при препарација со олуковидна стапалка на абатментот.

Цел 4

Да се утврди механичката отпорност на циркониумските капици при препарација со длабока олуковидна стапалка на абатментот.

Цел 5

Да се утврди механичката отпорност во пределот на цервиксот, при препарација со стапалка и да се утврди влијанието на "Ferrule effect"-от врз цврстината на циркониумските капици.

Цел 6

Да се утврди влијанието на вкупниот агол на конвергенција на препарираниот абатмент врз механичката отпорност на фрактурирање на циркониумските капици.

Цел 7

Да се утврди влијанието на видот на цементот врз фрактурната резистентност на циркониумските капици.

4. ХИПОТЕЗИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Хипотеза 1

Безметалните коронки за кои е користена линиска препарација имаат најмала фрактурна отпорност во споредба со оние препарирани со стапалка.

Хипотеза 2

Целосно керамичките коронки изработени врз база на препарација со правоаголна стапалка покажуваат помала отпорност на сила на лом отколку коронките изработени врз абатменти препарирани со олуковидна и длабоко олуковидна стапалка.

Хипотеза 3

Безметалните коронки на забите во бочната регија поставени на препарации со длабоко олуковидна стапалка имаат поголема механичка отпорност отколку оние препарирани со олуковидна стапалка.

Хипотеза 4

Препарациите со стапалка овозможуваат присуство на "Ferrule effect" во пределот на цервиксот на забот со што се зголемува фрактурната резистентност на безметалните изработки.

Хипотеза 5

Со зголемување на вкупниот агол на конвергенција се намалува отпорноста на лом на безметалните коронки.

Хипотеза 6

Изработките цементираны со композитен смолест цемент покажуваат поголема фрактурна отпорност споредено со оние цементираны со глас-јономер цемент и цинк-фосфатен цемент.

5. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ

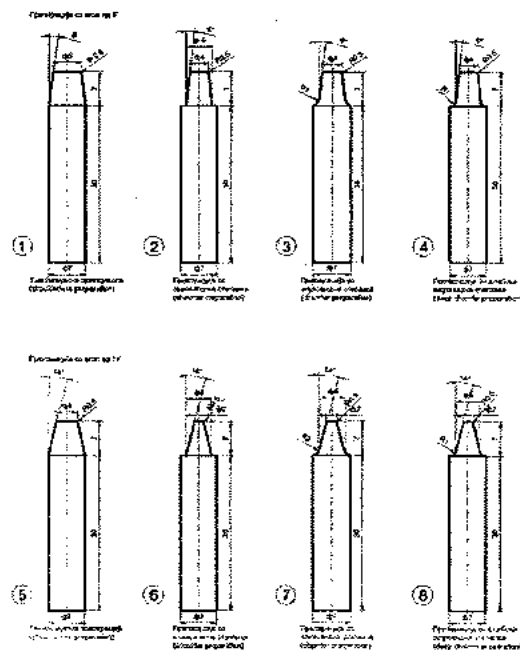
Оваа студија претставува *in vitro* испитување, кое е работено за потребата на изработката на оваа докторска дисертација.

Изработката, изведувањето на експериментите, како и анализата на резултатите се изведени во соработка со следниве институции:

1. Стоматолошки факултет – Скопје
2. Институт за испитување на материјали и нови технологии при Градежниот факултет – Скопје
3. Градежен факултет – Скопје
4. Приватна стоматолошка лабораторија ДЕНТАЛ-АРТ – Скопје

5.1. Подготовка на експерименталните примероци

За реализација на целите на ова истражување прво беа изработени експериментални примероци-абатменти од нерѓосувачки челик (stainless steel), по претходен нацрт, каде се обележани точните параметри. (Слика 12)



Слика 12. Технички цртеж на металните абатменти

Тие всушност претставуваат *in vitro* премолари од бочната регија на забалото, кои се носачи за идните безметални коронки. Абатментите според видот на препарација и аголот на вкупната конвергенција (ABK) беа поделени во осум (8) групи. Ваквата поделба е резултат на четирите вида најчесто користени типови на препарација во стоматолошката практика, споменувани во литературата. Тие се:

- Тангенцијална препарација
- Препарација со правоаголна стапалка
- Препарација со олуковидна стапалка
- Препарација со длабока олуковидна стапалка

Препарациите со стапалка создаваат појава на "Ferrule" (прстенест) ефект, односно обрач, кој во пределот на цервиксот (вратот) на забот придонесува во обезбедувањето на поголема фрактурна отпорност на безметалните коронки.

Препарацијата со различни видови на стапалки, создавањето на тој обрач во пределот на вратот на забот (абатментот) се предмет на испитување на овој докторски труд од аспект на влијание врз механичката отпорност (резистентност) на целосно керамичките изработки.

Во согласност со податоците од литературата, досегашните клинички испитувања укажуваат на користени средни вредности на вкупен агол на конвергенција кои се движат од 12 до 29°. Поради тоа, во ова испитување се користени ABK од 12° и 28° кај сите четири гореспоменати типови на препарација.

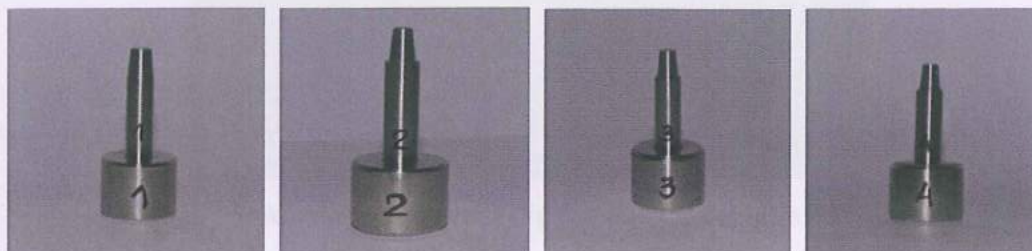
Испитуваните осум групи на абатменти се:

- 1 група – Абатменти со тангенцијална препарација и ABK од 12°
- 2 група – Абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK од 12°
- 3 група – Абатменти со препарација со олуковидна стапалка и ABK од 12°
- 4 група – Абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка
(длабочина од 1 mm) и ABK од 12°
- 5 група – Абатменти со тангенцијална препарација и ABK од 28°

6 група – Абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК од 28°

7 група – Абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК од 28°

8 група – Абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка
(длабочина од 1 mm) и АВК од 28°



Слика 13. Абатменти со АВК= 12°



Слика 14. Абатменти со АВК= 28°

Според податоците пронајдени во консултираната литература, а поврзани со слични *in vitro* студии, параметрите на абатментите (носачите) се следни: висината на коронарниот дел кај сите абатменти изнесуваше 7 mm, ширината на цервикалниот дел кај препарациите без стапалка изнесуваше 7 mm, додека кај препарациите со стапалка аналогно се намалуваше. За да се избегне присуството на остри работи, абатментите беа дополнително обработени. Радикуларниот дел беше со должина од 23 mm кај сите абатменти подеднакво.

Сите димензии на препарираните абатменти се контролираа со софтвер AUTOCAD 2007, кој се користи за дизајнирање во инженерството.

За секој абатмент беше изработена цилиндрична подметка од нерѓосувачки челик со отвор од $\phi=7$ mm и длабочина од 10 mm за да може да биде обезбедена вертикална позиција на абатментот, многу слично со поставеноста на забите во нивните алвеоли. (Слика 15)



Слика 15. Абатменти група 1- група 8 поставени во подметки

За ова испитување избегнато е да се користат природни заби, поточно се користат абатменти од нерѓосувачки челик, поради фактот што материјалот од кој беа изработени поединечните капици (zirconia) е со подобри механички карактеристики и е неколкукратно поиздржлив на силите на лом споредено со природните заби.

Во литературата се наоѓаат податоци дека во антериорното подрачје и пределот на премоларите, силите на цвакопритисокот изнесуваат некаде околу 190-290 N, додека во моларната регија меѓу 200-360 N, при бруксизам над 500 N. Во практика овие сили се двојно, односно тројно поголеми.

5.2. Изработка на експерименталните капици

Како подготовка пред скенирањето абатментите беа испрскани со специјален мат лак, кој овозможува затворање на порите и елиминирање на отсјај при скенирањето. (Слика 16)



Слика 16. Абатменти со мат лак

За изработка на експерименталните примероци беше користен CAD/CAM системот на KaVo Everest што всушност значи компјутерско потпомогнато обликување и компјутерско помогната изработка на конструкции. Таа претставува софистицирана машина која со глодање (стружење) овозможува изработка на поединечни коронки и мостови.

Беа употребувани пет едновременно контролирани оски. Ротацијата на работниот примерок е 360° , а опсегот на вртење на алатот е 240° . Брзината на ротирање на инструментите за работа е меѓу 5000 и 8000 вртежи во минута. На почетокот, препарираниите абатменти беа скенирани. Претходно, нскон скенирачки системи како и овде користениот (Everest Scan, KaVo, Biberach, Germany) бараат употреба на оксиден прав за да се отстранат оптичките несогласувања од површината на препарираниите абатменти како и да се олесни одбивањето на светлината од површината. Правот кој беше нанесен на абатментите всушност претставува мешавина од титаниум оксид и талк. Препарираната површина беше покриена во рамномерен слој од неколку микрони и не беше нарушена прецизноста на скенирањето. Скенирањето всушност претставува процедура со која се зема т.н. "оптички отпечаток", кој е нематеријален виртуелен модел создаден од компјутерскиот сегмент на апаратот.

Самиот метод на скенирање со скенот KaVo Everest се состои од 3D мерења со проекција на светлосни ленти. Овој метод е базиран на математички принцип на триангулација. Абатментите кои се скенираа беа поставени на подвижен држач, а потоа беа фиксирани на ротирачка плоча од скенерот. Во текот на скенирањето плочата ротира и се накривува за да можат да бидат регистрирани сите форми и региони на објектот (абатментот) што беше скениран.

Беше избран и просторот за цементот, т.е. виртуелен цементен простор кој изнесуваше 35 μm , кој подоцна беше внесен во САМ процесот. Демаркационата линија на скенираните абатменти автоматски беше одредена.

На готовите абатменти (in vitro премолари) им беше направено скенирање со скенер (Everest Scan, KaVo, Biberach, Germany). (Слика 17,18,19)



Слика 17. Скенер (Everest Scan, KaVo, Biberach, Germany)



Слика 18. Скенирани абатменти со АВК=12°



Слика 19. Скенирани абатменти со АВК=28°

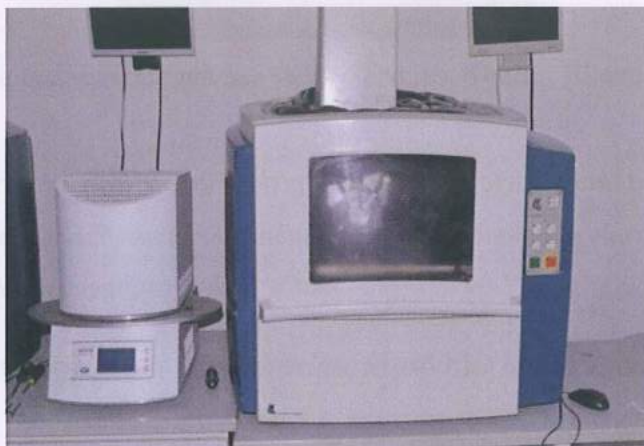
Материјалот кој беше користен за изработка на испитуваните примероци на капици беше zirconia (KaVo Everest ZS, Biberach, Germany). Овој материјал всушност претставува пресинтеруван итриум-стабилизиран циркониум оксид. Овој материјал со својата докажано поголема цврстина од другите керамики користени во стоматолошка практика е наречен “ceramic steel”. Силата на свиткување е над 1200 МПа, а коефициентот на еластичност е 210 GPa. За изработка на експерименталните примероци беше користена цирконија во форма на дискови со дебелина од 16 mm. (Слика 20)



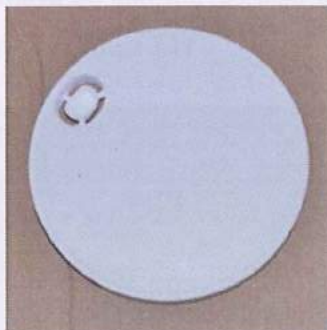
Слика 20. Дискови од zirconia (KaVo Everest ZS, Biberach, Germany).

Во заботехничка лабораторија, од ваквите дискови (блокови) со помош на CAD/CAM апарат (KaVo Everest Engine, Biberach, Germany) беа изрежани капици со дебелина на сидовите од 0,6 mm. (Слика 21, 22)

При режењето, прво беше добро фиксиран дискот на саканата локација во внатрешност на CAD/CAM апаратот, а програмата автоматски беше запрена кога процесот беше завршен.



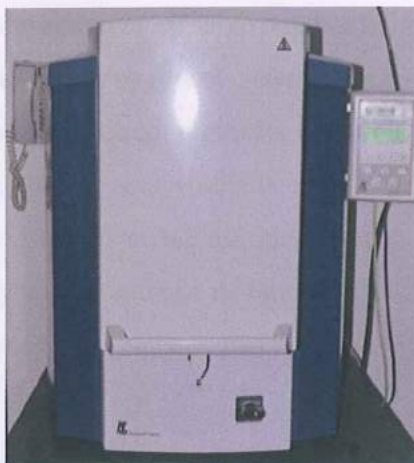
Слика 21. CAD/CAM апарат (KaVo Everest Engine, Biberach, Germany)



Слика 22. Изрежана капица од диск од zirconia

Изрежаните капици беа со волумен поголем за 23,6 % од стварниот, бидејќи во текот на процесот на синтерување материјалот е подложен на контракција во еквивалентен износ.

Потоа следеше синтерување во траење од околу 8 часа во печка за синтерување (KaVo Everest Therm, Biberach, Germany) на температура $t=1450\text{ }^{\circ}\text{C}$. (Слика 23)



Слика 23. Печка за синтерување (KaVo Everest Therm, Biberach, Germany)

Добиените изработки при синтерувањето беа заштитени од контаминација, бидејќи од многу мали честички нечистотија во печката, циркониумот многу лесно се дисколорира зелено.

После синтерувањето кавитетот на изработките беше пескарен со $50\text{ }\mu\text{m}$ Al_2O_3 честички, во времетраење од 13 секунди, под притисок од 2,5 bar на растојание од 10 mm.

Проверката на дебелината на капиците беше направена со помош на мерач на дебелина (Cornerstone, USA). (Слика 24)



Слика 24. Мерач на дебелина (Cornerstone, USA)

За обработка на експерименталните примероци беше користена турбина со ладење без притисок со нови дијамантски борери. Постепено во текот на обработката беше проверувано и налегнувањето на изработките врз абатментите.

Налегнувањето на капиците врз абатментите беше проверувано од страна на двајца искусни техничари преку визуелна инспекција, со користење на лупа и премачкување на абатментите со црвен кармин, поставување на капиците врз нив без примена на сила. Површините на внатрешноста на капиците каде што беа појавени црвени траги беа коригирани со помош на дијамантски борер со ситна гранулација и стоматолошки високо туражен коленик со микро мотор и водено ладење со брзина на движење од 150.000 min^{-1} . Водениот спреј обезбедува заштита на изработките од оштетување од прегревање. Постапката на пробување и корекција беше повторувана сè додека не беше добиено идеално налегнување на капиците врз абатментите.

5.3. Цементирање на безметалните изработки

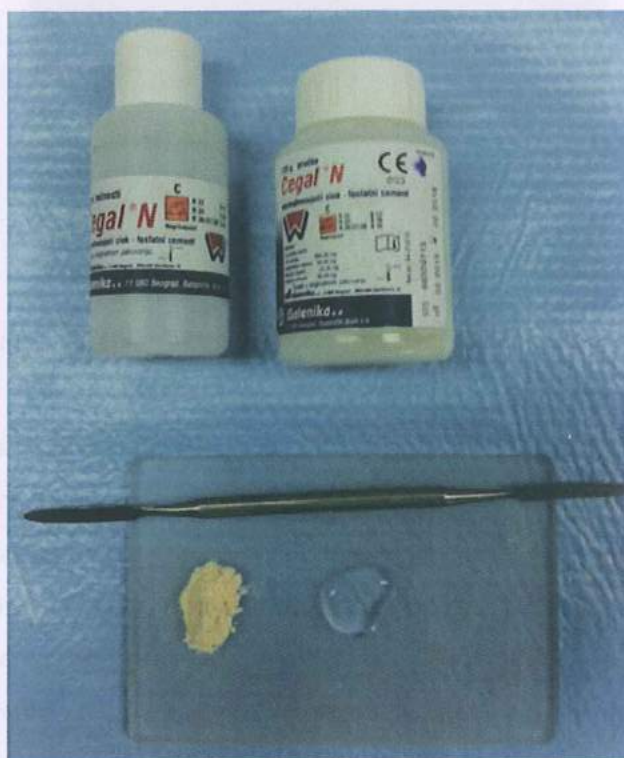
Готовите циркониумски капици беа цементираны со три вида на цемент и тоа:

1. Цинк-фосфат цемент (Cegal N, Galenika, Serbia)
2. Глас-јономер цемент (Aqua Meron Voco GmbH, Germany)
3. Композитен смолист цемент (Panavia SA Cement Automix, Kuraray, USA)

5.3.1. Цементирање на прва серија капици

За цементирањето на капиците од првата серија со цинк-фосфатен цемент беа изработени по 7 примероци од секоја група на капици, односно вкупно 56 примероци. Непосредно пред почетокот на цементирањето на првата серија капици, капиците во внатрешноста беа исчистени со алкохол и добро исушени, за да се исклучи можноста од задржување на било каква нечистотија која ќе го попречи процесот на цементирање и ќе влијае врз резултатите. И абатментите, исто така, пред цементирањето беа исчистени со алкохол и исушени.

Потоа беше замешан фосфатниот цемент на следниов начин: една меричка од прашокот со три капки течност се замешува на сува плочка со сува шпатула на собна температура од 24 °C. Времето на мешање беше околу 60 секунди до добивање на кремаста конзистенција. Вака замешаниот цемент беше аплициран во внатрешноста на капиците. Потоа капиците беа поставени врз абатментите, краткотрајно се притискаше со прст за правилно налегнување и до првично врзување на цементот, а вишокот на цемент се отстрануваше со бришење со влажно марамче. На крај на капиците беше аплицирана вертикална сила од 50 N во времетраење од 10 min до целосно врзување на цементот. (Слика 25, 26)



Слика 25. Цинк-фосфат цемент (Cegal N, Galenika, Serbia)



Слика 26. Цементирани капици со цинк-фосфат цемент (Cegal N, Galenika, Serbia)

5.3.2. Цементирање на втора серија капици

За да можеше да се изврши испитувањето на втората серија, во лабораторија беа изработени нови 56 циркониумски примероци, по 7 за секоја од осумте групи. Непосредно пред цементирањето на втората серија, абатментите беа добро исчистени од претходниот цемент, ставени во ултразвучна бања (Vitasonic II, Germany), извадени и исушени. (Слика 27)



Слика 27. Ултразвучна бања (Vitasonic II, Germany)

Начинот на кој беше замешан глас-јономер цементот беше следниот: на стаклена плочка се дозира една меричка од глас-јономер цементот и три капки од течности на собна температура од 24 °C, со брзо мешање од времетраење од 20 секунди. По добивањето на кремаста конзистенција, внатрешноста на капиците беше наполнета со цементна маса по што беа аплицирани врз абатментите. По отстранување на вишокот на цемент, беше аплицирана вертикална сила од 50 N во времетраење од 10 min до целосно врзување на цементот. (Слика 28, 29)



Слика 28. Глас-јономер цемент (Aqua Meron Voco GmbH, Germany)



Слика 29. Капици со глас-јономер цемент (Aqua Meron Voco GmbH, Germany)

5.3.3. Цементирање на трета серија капици

И во третата серија беа лабораториски изработени нови 56 капици, кои беа потребно да се цементираат со цемент од групата на композитни смолести цемента (Panavia SA Cement Automix, Kuraray, USA). Абатментите повторно беа ставени во ултразвучна бања за отстранување и целосно чистење од претходниот цемент.

Според податоците најдени во стоматолошката литература, acid etching (нагризување со киселина) не дава ефекти бидејќи цирконијата не содржи стаклен матрикс. Силанизацијата претставува хемиска врска меѓу стаклестиот матрикс и смолестиот цемент. Поради отсуство на стаклен матрикс за многу автори е дискутабилно и киселинското јеткање (нагризување) и силанизацијата. Токму поради тоа, во ова испитување не беа применети.

Добро исчистените и исушени капици беа исполнети со композитен цемент со помош на шприц-апликатор во кој се самомешаат и самодозираат двете пасти-компоненти. Краткотрајно се притискаше со прст за правилно налегнување и истиснување на вишокот на цемент, кој се отстрануваше од абатментите. За крај беше аплицирана вертикална сила од 50 N во времетраење од 10 min до целосно врзување на цементот. (Слика 30, 31)



Слика 30. Композитен смолест цемент (Panavia SA Cem. Automix, Kuraray, USA)



Слика 31. Капици со композитен смолест цемент (Panavia SA Cem Automix, Kuraray, USA)

5.4. Тестирање на примероците

Цементираните примероци пред да бидат оптоварувани и тестирани беа оставени во водена бања (дестилирана вода) на температура од 37 °C и чувани 24 часа. Бидејќи ова истражување е спроведувано *in vitro*, ставањето во водена бања беше направено со цел да се симулираат условите во усната шуплина. (Слика 32, 33)



Слика 32. Водена бања



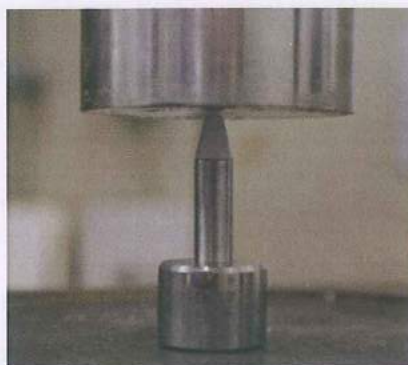
Слика 33. Примероци поставени во водена бања

Тестирањето на зависноста на механичката отпорност на циркониумските капици спрема видот на препарацијата беше вршено со универзална тестирачка машина (Uniframe Controls) (Слика 34)



Слика 34. Универзална тестирачка машина (Uniframe Controls)

Прво секој абатмент беше поставен во цилиндрична подметка од нерѓосувачки челик, во отвор со длабочина од 10 mm за да се обезбеди вертикална позиција на примероците. Вака поставените абатменти се поставуваат на хоризонтална неподвижна платформа на универзалната тестирачка машина. (Слика 35)



Слика 35. Поставување на примероците пред почеток на испитувањето

Апликацијата на сила се вршеше со подвижниот вертикален дел на машината кој завршува со диск со пречник од 30 mm за рамномерно распоредување на силата на оптоварување. Нанесувањето на силата на лом се вршеше по должината на вертикалната оска на абатментите. Брзината на движење на вертикалниот клип изнесуваше 0,5 mm/min. Почетната апликација на сила беше 30 N. Примероците беа оптоварувани со континуирано зголемување на силата сè до појавување на лом, поточно до оштетување на експерименталниот примерок (капица), нејзина фрактура видлива со голо око. За потребите на ова *in vitro* испитување, на дигиталниот дисплеј на тестирачката машина се отчитуваа и запишуваа силите на лом, времето за коешто беше настаната фрактура и поместувањето на клипот на тестирачката машина. Силата на лом беше изразена во N. (Слика 36)



Слика 36. Фрактура на капица

Анализата на фрактурираните примероци беше вршена со голо око, без употреба на микроскоп, поради фактот што и во устата на пациентот при користење на ваков вид изработки, било какви настанати промени и фрактури би се верифицирале токму на овој начин.

5.5. Статистичка анализа

Статистичката анализа на податоците е направена во статистичкиот програм SPSS for Windows верзија 17.0. Фрактурната отпорност е опишана со дескриптивна статистика (Mean, Std. Dev., min, max). Тестирањето на разликите

во просечната вредност на фрактурната отпорност меѓу анализираните групи е извршено со Student-ов t-тест. Вредностите на $p < 0,05$ се земени за статистички сигнификантни, а вредностите на $p < 0,01$ се земени за статистички високо сигнификантни.

5.6. Процена на типот на фрактура на експерименталните примероци

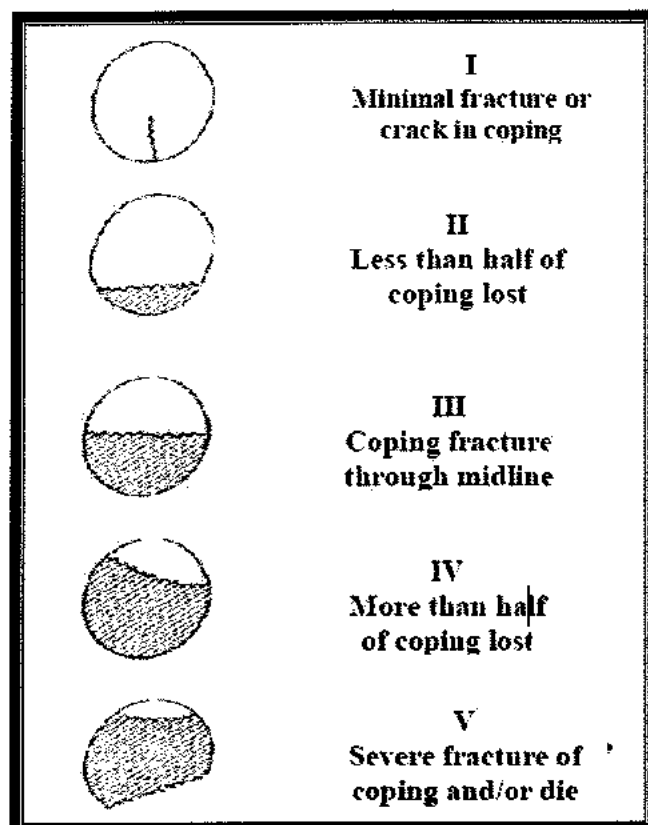
Типот на фрактури и оштетувања кај испитуваните циркониумски изработки беше класифициран според класификацијата на Burke и Watts, која за првпат беше воведена во 1994 година. (Табела 3, Слика 37)

Се опишуваат пет типови на фрактури на капиците:

- Минимална фрактура (фрактурна линија)
- Оштетување или отпаѓање на помалку од половина капица
- Фрактура низ средината (оштетување или отпаѓање на половина капица)
- Оштетување или отпаѓање на повеќе од половина капица
- Целосна фрактура на капицата или абатментот

Табела 3. Типови на фрактури

Тип на фрактура	Опис
1	Minimal fracture or crack in coping
2	Less than half of coping lost
3	Coping fracture through midline (half of coping displaced or lost)
4	More than half of coping lost
5	Severe fracture of coping or abutment



Слика 37. Типови на фрактури

6. РЕЗУЛТАТИ

За реализација на ова испитување беа изработени целосно керамички циркониумски примероци (капици), цементирани на абатменти од нерѓосувачки челик, кои спрема типот на препарација и аголот на вкупна конвергенција на препарацијата (ABK) беа поделени во следните 8 групи (Табела 4):

Табела 4. Поделба на експерименталните примероци (капици)

Група	Опис
1	Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и ABK=12°
2	Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK=12°
3	Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и ABK=12°
4	Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и ABK=12°
5	Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и ABK=28°
6	Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK=28°
7	Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и ABK=28°
8	Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и ABK=28°

Капиците со линиска, односно тангенцијална препарација имаат високо сигнификантно помала просечна сила на лом компарирано со капиците препарирани со правоаголна стапалка ($p < 0,01$). Овој статистички коментар се должи на тестираната разлика во просечната сила на лом меѓу групата примероци

со тангенцијална препарација која изнесува $532,09 \pm 54,5$ N и просечната сила на лом во групата капици со правоаголна стапалка, чијашто вредност е $640,38 \pm 111,9$ N. Во Табела 5 и Слика 38 прикажани се просечните вредности, како и минималните и максимални измерени вредности на силата на лом во овие групи на капици.

Табела 5. Сила на лом – Тангенцијална препарација / правоаголна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean $\pm$ SD	Min-Max
Група 1	21	$532,09 \pm 54,5$	448-612
Група 2	21	$640,38 \pm 111,9$	480-804

t-test for Independent Samples = 3,9; $p=0,0003^{**}$ $p<0,01$

* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°

* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°



* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°

* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°

Слика 38. Графички приказ на сила на лом
(тангенцијална препарација / правоаголна стапалка)

Просечната сила на лом во групата примероци изработени на абатменти со линиска препарација има просечна вредност од $532,09 \pm 54,5$ N, и се движи во ранг од 448 N до 612 N, додека во групата капици со олуковидна стапалка просечната сила на лом изнесува $890,05 \pm 76,1$ N, со најниска вредност од 752 N и максимална сила на лом од 993 N. Разликата во просечната сила на лом меѓу овие две

анализирани групи од 357,96 N статистички е високо сигнификантна за $p < 0,01$. (Табела 6, Слика 39)

Табела 6. Сила на лом – тангенцијална препарација / олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean $\pm$ SD	Min-Max
Група 1	21	532,09 $\pm$ 54,5	448-612
Група 3	21	890,05 $\pm$ 76,1	752-993

t-test for Independent Samples = 17,5; $p < 0,01$

* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°

* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°



* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°

* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°

Слика 39. Графички приказ на сила на лом
(Тангенцијална препарација / олуковидна стапалка)

Во Табела 7 и Слика 40 прикажана е дескриптивната анализа на силата на лом во групите примероци со тангенцијална препарација и длабока олуковидна стапалка. Просечната сила на лом од 532,09 $\pm$ 54,5 N во групата со линиска препарација е високо сигнификантно ($p < 0,01$) пониска од просечната сила на лом во групата со длабока олуковидна стапалка од 1338,19 $\pm$ 117,8 N.

Табела 7. Сила на лом – тангенцијална препарација/длабока олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 1	21	532,09±54,5	448-612
Група 4	21	1338,19±117,8	1100-1503

t-test for Independent Samples = 28,5; $p < 0,01$

* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°



* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°

Слика 40. Графички приказ на сила на лом
(Тангенцијална препарација / длабока олуковидна стапалка)

Видот на препарација има високо сигнификантно влијание на вредноста на силата на лом, односно, капиците кај кои е користена тангенцијална препарација имаат високо значајно ($p < 0,01$) помала просечна вредност на силата на лом споредено со капиците кај кои е користена препарација со правоаголна стапалка ($435,57 \pm 36,2$ N vs. $526,71 \pm 95,5$ N). Од резултатите прикажани во Табела 8 се забележува дека минималните сили на лом изнесуваат во двете групи 380 N и 400 N, консеквентно, додека максималните имаат вредност од 497 N и 670 N консеквентно. (Табела 8, Слика 41)

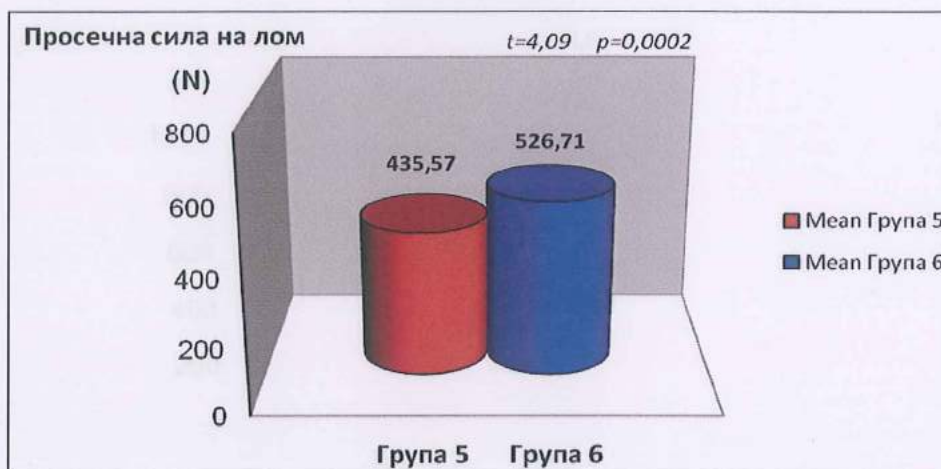
Табела 8. Сила на лом – тангенцијална препарација/правоаголна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 5	21	435,57±36,2	380-497
Група 6	21	526,71±95,5	400-670

t-test for Independent Samples = 4,09; $p=0,0002$

* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=28°



* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=28°

Слика 41. Графички приказ на сила на лом
(Тангенцијална препарација / правоаголна стапалка)

Капиците со тангенцијална препарација имаат високо сигнификантно помала просечна сила на лом компарирано со капиците препарирани со правоаголна стапалка ($p<0,01$). Просечната сила на лом во групата со тангенцијална препарација изнесува $435,57\pm36,2$ N, додека нејзината просечна вредност во групата со препарација со олуковидна стапалка изнесува $788,57\pm134,4$ N. (Табела 9, Слика 42)

Табела 9. Сила на лом – тангенцијална препарација/олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 5	21	435,57±36,2	380-497
Група 7	21	788,57±134,4	559-975

t-test for Independent Samples = 11,6; $p < 0,01$

* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°



* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 42. Графички приказ на сила на лом
(Тангенцијална препарација / олуковидна стапалка)

Тангенцијалната препарација на капиците е асоцирана со високо сигнификантно помала просечна вредност на силата на лом, во споредба со препарацијата со длабока олуковидна стапалка ($p < 0,01$). Резултатите прикажани во Табела 10 и Слика 43 презентираат просечна сила на лом од $435,57 \pm 36,2$ N во групата со линиска препарација и $1032,52 \pm 115,5$ N во групата примероци со длабока олуковидна стапалка.

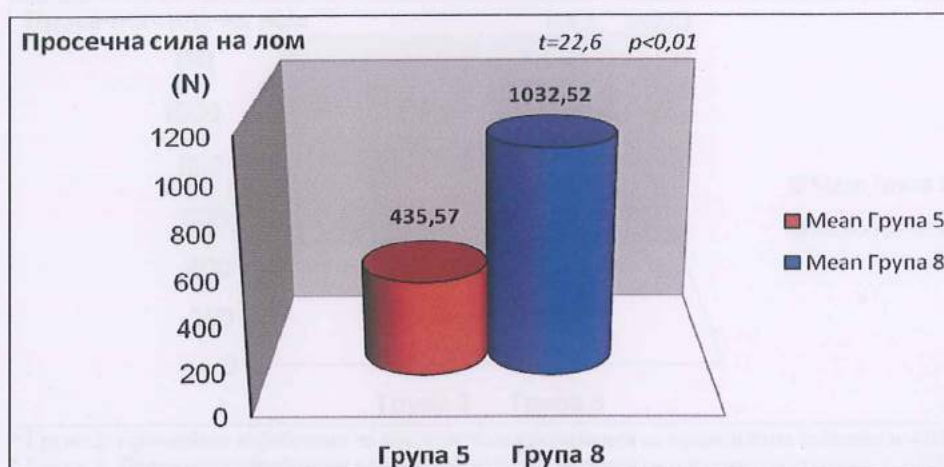
Табела 10. Сила на лом – Тангенцијална препарација/длабока олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 5	21	435,57±36,2	380-497
Група 8	21	1032,52±115,5	872-1190

t-test for Independent Samples = 22,6; $p < 0,01$

* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°



* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 43. Графички приказ на сила на лом
(Тангенцијална препарација / длабока олуковидна стапалка)

Во Табела 11 и Слика 44 прикажани се просечните вредности на силата на лом, како и нејзините минимални и максимални вредности во групата примероци со препарација со правоаголна стапалка и со олуковидна стапалка. Статистичката анализа покажа дека начинот на препарација има високо сигнификантно влијание на вредноста на силата на лом, односно, капиците од групата 2 имаат значајно помала просечна вредност на силата на лом споредено со капаците од група 3 ($p < 0,01$).

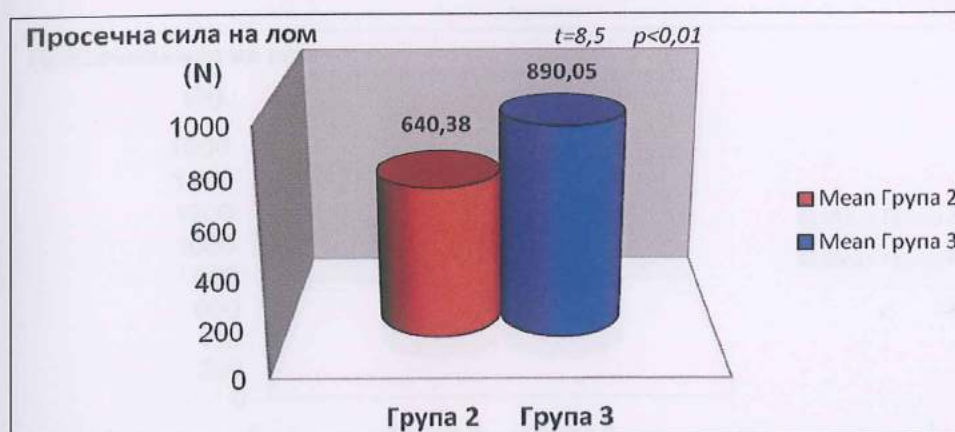
Табела 11. Сила на лом – Правоаголна стапалка/олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 2	21	640,38±111,9	480-804
Група 3	21	890,05±76,1	752-993

t-test for Independent Samples = 8,5; $p < 0,01$

* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°

* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°



* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°

* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°

Слика 44. Графички приказ на сила на лом
(Правоаголна стапалка / олуковидна стапалка)

Капиците со препарација со правоаголна стапалка имаат високо сигнификантно помала просечна сила на лом компарирано со капиците препарирани со длабоко олуковидна стапалка ($p < 0,01$). Просечната сила на лом во групата со правоаголна стапалка изнесува $640,38 \pm 111,9$ N, додека нејзината просечна вредност во групата со препарација со длабока олуковидна стапалка изнесува $1338,19 \pm 117,8$ N. (Табела 12, Слика 45)

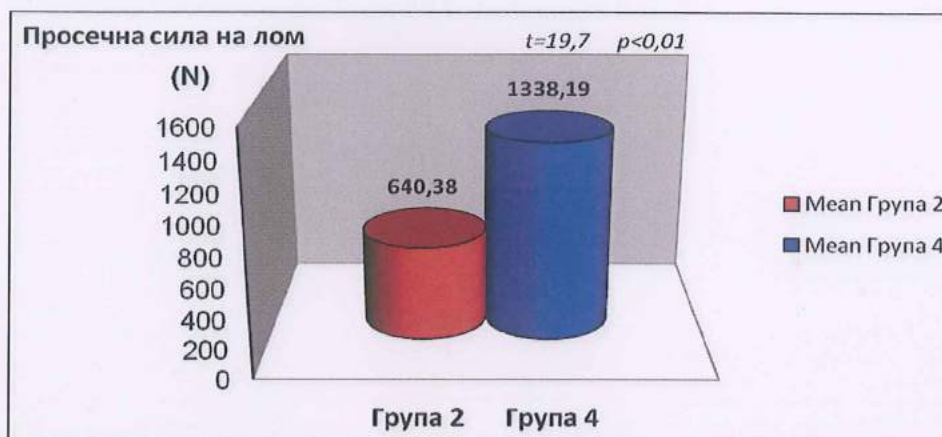
Табела 12. Сила на лом – Правоаголна стапалка/длабока олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 2	21	640,38±111,9	480-804
Група 4	21	1338,19±117,8	1100-1503

t-test for Independent Samples = 19,7; $p < 0,01$

* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°



* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°

Слика 45. Графички приказ на сила на лом

(Правоаголна стапалка / длабока олуковидна стапалка)

Просечната сила на лом во групата примероци изработени на абатменти со правоаголна стапалка има просечна вредност од $526,71 \pm 95,5$ N и се движи во ранг од 400 N до 670 N, додека во групата капици со олуковидна стапалка просечната сила на лом изнесува $788,57 \pm 134,4$ N, со најниска вредност од 559 N и максимална сила на лом од 993 N. Разликата во просечната сила на лом меѓу овие две анализирани групи од 261,86 N статистички е високо сигнификантна за $p < 0,01$. (Табела 13, Слика 46)

Табела 13. Сила на лом – Правоаголна стапалка/олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 6	21	526,71±95,5	400-670
Група 7	21	788,57±134,4	559-975

t-test for Independent Samples = 7,3; $p < 0,01$

* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=28°

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°



* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=28°

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 46. Графички приказ на сила на лом
(Правоаголна стапалка / олуковидна стапалка)

Силата на лом во групата со правоаголна стапалка се движи во интервал од 400 N до 670 N, со просечна вредност од 526,71±95,52 N, додека во групата со длабока олуковидна стапалка таа има вредности од 872 N до 1190 N, со просечна вредност од 1032,52±115,5 N. Тестираната разлика во просечните вредности на силата на лом меѓу овие две групи статистички е високо сигнификантна ($p < 0,01$), како резултат на високо значајно пониски просечни вредности на силата на лом во групата примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка. (Табела 14 и Слика 47)

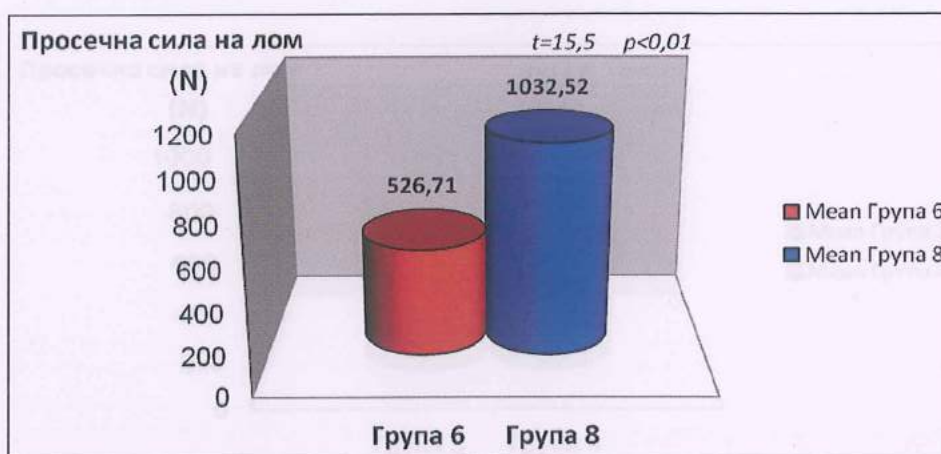
Табела 14. Сила на лом – Правоаголна стапалка/длабока олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 6	21	526,71±95,52	400-670
Група 8	21	1032,52±115,5	872-1190

t-test for Independent Samples = 15,5; $p < 0,01$

* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=28°

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°



* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=28°

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 47. Графички приказ на сила на лом
(Правоаголна стапалка / длабока олуковидна стапалка)

Капиците со олуковидна стапалка имаат високо сигнификантно помала просечна сила на лом компарирано со капиците препарирани со длабока олуковидна стапалка ($p < 0,01$). Овој статистички коментар се должи на тестираната разлика во просечната сила на лом меѓу групата примероци со олуковидна стапалка која изнесува $890,05 \pm 76,14$ N, и просечната сила на лом во групата капици со длабока олуковидна стапалка, чијашто вредност е $1338,19 \pm 117,8$ N. Во Табела 15 и Слика 48 прикажани се просечните вредности, како и минималните и максимални измерени вредности на силата на лом во овие групи на капици.

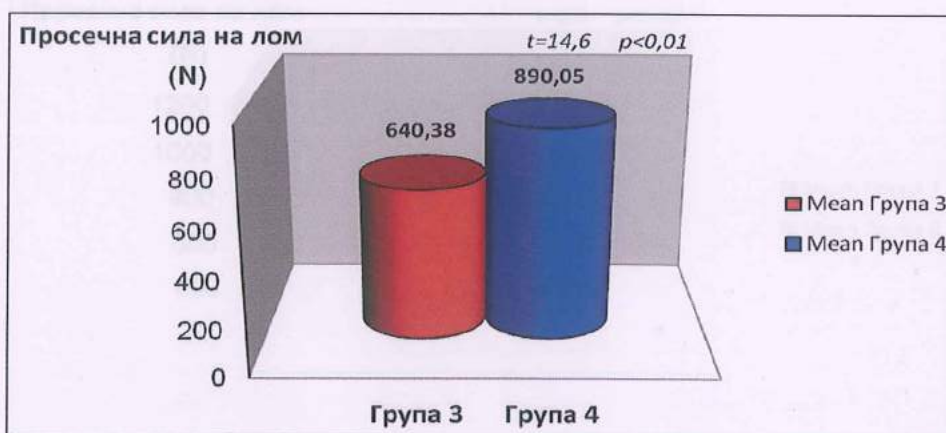
Табела 15. Сила на лом – Олуковидна стапалка/длабока олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 3	21	890,05±76,14	752-993
Група 4	21	1338,19±117,8	1100-1503

t-test for Independent Samples = 14,6; $p < 0,01$

* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°



* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°

Слика 48. Графички приказ на сила на лом
(Олуковидна стапалка / длабока олуковидна стапалка)

Во Табела 16 и Слика 49 прикажана е дескриптивната анализа на силата на лом во групите примероци со олуковидна стапалка и длабока олуковидна стапалка. Просечната сила на лом од $788,58 \pm 134,4$ N во групата во која препарацијата е извршена со олуковидна стапалка е високо сигнификантно ($p < 0,01$) пониска од просечната сила на лом во групата со длабока олуковидна стапалка од $1032,52 \pm 115,5$ N.

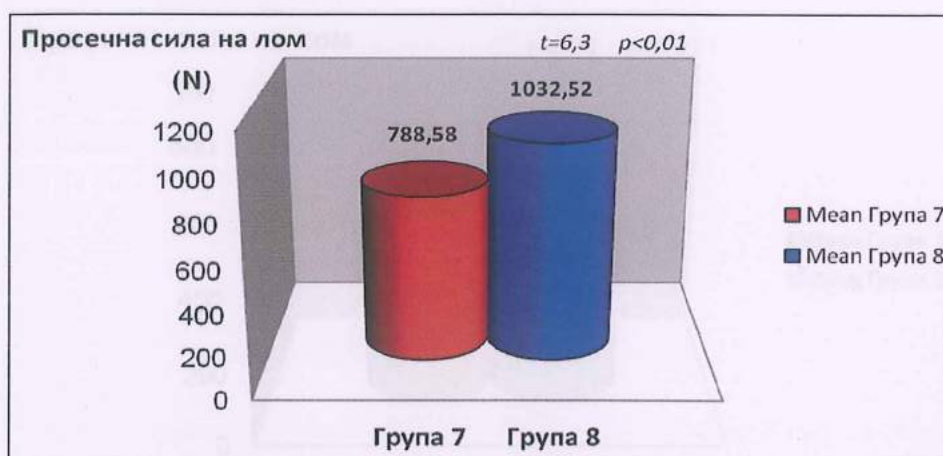
Табела 16. Сила на лом – Олуковидна стапалка/длабока олуковидна стапалка

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 7	21	788,58±134,4	559-975
Група 8	21	1032,52±115,5	872-1190

t-test for Independent Samples = 6,3; $p < 0,01$

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°



* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 49. Графички приказ на сила на лом
(Олуковидна стапалка / длабока олуковидна стапалка)

Примероците со линиска, односно тангенцијална препарација и АВК=12° имаат високо сигнификантно поголема просечна сила на лом компарирано со капиците препарирани со линиска, односно, тангенцијална препарација и АВК=28° ($p < 0,01$). Овој статистички коментар се должи на тестираната разлика во просечната сила на лом меѓу група 1, во која е регистрирана просечна сила на лом од $532,09 \pm 54,5$ N и група 5, во која е регистрирана просечна сила на лом од $435,57 \pm 36,2$ N. Во Табела 17 и Слика 50 прикажани се просечните вредности, како и минималните и максимални измерени вредности на силата на лом во овие групи на капици.

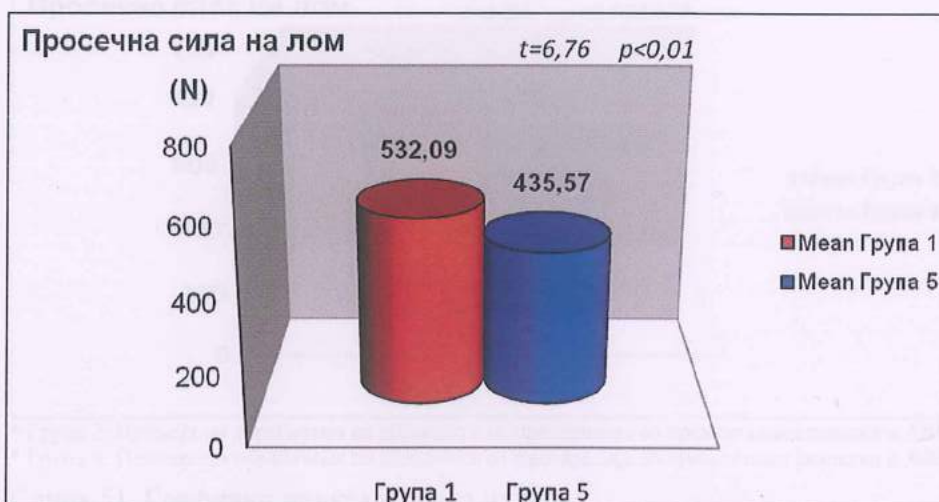
Табела 17. Сила на лом – тангенцијална препарација (ABK=12°/ABK=28°)

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 1	21	532,09±54,5	448-612
Група 5	21	435,57±36,2	380-497

t-test for Independent Samples = 6,76; $p < 0,01$

* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и ABK=12°

* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и ABK=28°



* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и ABK=12°

* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и ABK=28°

Слика 50. Графички приказ на сила на лом
Тангенцијална препарација (ABK=12°/ABK=28°)

Силата на лом во групата со правоаголна стапалка и ABK=12° се движи во интервал од 480 N до 804 N, со просечна вредност од $640,38 \pm 111,9$ N, додека во групата со правоаголна стапалка и ABK=28°, таа има вредности од 400 N до 670 N, со просечна вредност од $526,71 \pm 95,5$ N. Тестираната разлика во просечните вредности на силата на лом меѓу овие две групи статистички е високо сигнификантна ($p < 0,01$), како резултат на високо значајно пониски просечни вредности на силата на лом во групата примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK=28° компарирано со ABK=12°. (Табела 18, Слика 51)

Табела 18. Сила на лом – правоаголна стапалка (ABK=12°/ABK=28°)

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 2	21	640,38±111,9	480-804
Група 6	21	526,71±95,5	400-670

t-test for Independent Samples = 3,54; $p=0,001028$

* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK=12°

* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK=28°



* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK=12°

* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и ABK=28°

Слика 51. Графички приказ на сила на лом
Правоаголна стапалка (ABK=12°/ABK=28°)

Примероците со олуковидна стапалка и ABK=12°, имаат просечна сила на лом од 890,05±76,1 N која е високо значајно ($p<0,01$) поголема од просечната сила на лом во групата примероци со олуковидна стапалка и ABK=28°. (Табела 19, Слика 52)

Табела 19. Сила на лом – олуковидна стапалка (ABK=12°/ABK=28°)

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 3	21	890,05±76,1	752-993
Група 7	21	788,57±134,4	559-975

t-test for Independent Samples = 3,01; $p=0,005^{**}$ $p<0,01$

* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и ABK=12°

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и ABK=28°



* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 52. Графички приказ на сила на лом
Олуковидна стапалка (АВК=12°/АВК=28°)

Во Табела 20 и Слика 53 прикажана е дескриптивната анализа на силата на лом во групите примероци со длабока олуковидна стапалка и АВК=12° и длабока олуковидна стапалка и АВК=28°. Просечната сила на лом од $1338,19 \pm 117,8$ N во група 4 е високо сигнификантно ($p < 0,01$) повисока од просечната сила на лом во групата 8, која има вредност од $1032,52 \pm 115,5$ N.

Табела 20. Сила на лом – длабока олуковидна стапалка (АВК=12°/АВК=28°)

Descriptive Statistics			
Варијабла	Сила на лом (N)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Група 4	21	1338,19±117,8	1100-1503
Група 8	21	1032,52±115,5	872-1190

t-test for Independent Samples = 8,49; $p < 0,01$

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°



* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 53. Графички приказ на сила на лом

Олуковидна стапалка (АВК=12°/АВК=28°)

Во Табела 21 и 21а и Слика 54 прикажани се просечните сили на лом, како и најниските и највисоките измерени сили на лом во групата примероци со линиска препарација и АВК=12° цементиран со композитен смолест цемент, глас-јономер цемент и цинк-фосфатен цемент. Анализата на прикажаните резултати покажува дека просечната сила на лом во групата со композитен смолест цемент е највисока и изнесува $589,57 \pm 15,2$ N, во групата со цинк-фосфатен цемент има просечна вредност од $539,57 \pm 24,2$ N, а најниска просечна вредност силата на лом има во групата примероци со глас-јономер цемент од $467,14 \pm 15,6$ N.

Тестираната разлика во просечната сила на лом меѓу овие три анализирани групи примероци статистички е високо сигнификантна ($F=75,35$ $p<0,01$). Post hoc анализата покажа дека примероците од група 1 со композитен смолест цемент имаат високо сигнификантно повисока просечна сила на лом од примероците со цинк-фосфатен цемент ($p=0,0004$) и од примероците со глас-јономер цемент ($p=0,00015$). Статистички високо сигнификантна е разликата во просечната сила на лом и меѓу групите со цинк-фосфатен и глас-јономер цемент ($p=0,00015$).

Табела 21. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 1)

Descriptive Statistics			
Тип на цемент	Група 1 (Тангенцијална препарација, АВК=12°)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Композитен смолест	7	589,57±15,2	566-612
Цинк фосфатен	7	539,57±24,2	516-578
Глас-јономер	7	467,14±15,6	448-492

Analysis of Variance $F=75,35$; $p<0,01$

* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°

Табела 21а. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 1)

Post-hoc analiza Tukey HSD test			
Група 1 (Тангенцијална препарација, АВК=12°)			
Тип на цемент	Композитен смолест	Цинк фосфатен	Глас-јономер
Композитен смолест		0,0004**	0,00015**
Цинк фосфатен	0,0004**		0,00015**
Глас-јономер	0,00015**	0,00015**	

* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°



* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=12°

Слика 54. Графички приказ на сила на лом / тип на користен цемент (Група 1)

Во групата примероци со правоаголна стапалка и $ABK=12^\circ$, просечната сила на лом во подгрупата со композитен смолест цемент изнесува $781,57 \pm 21,9$ N, во подгрупата со цинк-фосфатен цемент изнесува $617,14 \pm 25,9$ N, додека во примероците од оваа група кај кои е користен глас-јономер цемент просечната сила на лом изнесува $522,43 \pm 20,9$ N.

Статистичката анализа како високо сигнификантна ја потврди разликата во просечната сила на лом меѓу трите групи примероци од група 2 ($F=227,18$ $p<0,01$). Композитниот смолест цемент дава високо сигнификантно повисока сила на лом во споредба со цинк-фосфатниот и глас-јономер цементот ($p=0,00015$), како и цинк-фосфатниот цемент во однос на глас-јономер цемент ($p=0,00015$). (Табела 22 и 22а, Слика 55)

Табела 22. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 2)

Descriptive Statistics			
Тип на цемент	Група 2 (Препарација со правоаголна стапалка, $ABK=12^\circ$)		
	N	Mean $\pm$ SD	Min-Max
Композитен смолест	7	781,57 $\pm$ 21,9	744-804
Цинк фосфатен	7	617,14 $\pm$ 25,9	576-650
Глас-јономер	7	522,43 $\pm$ 20,9	480-541

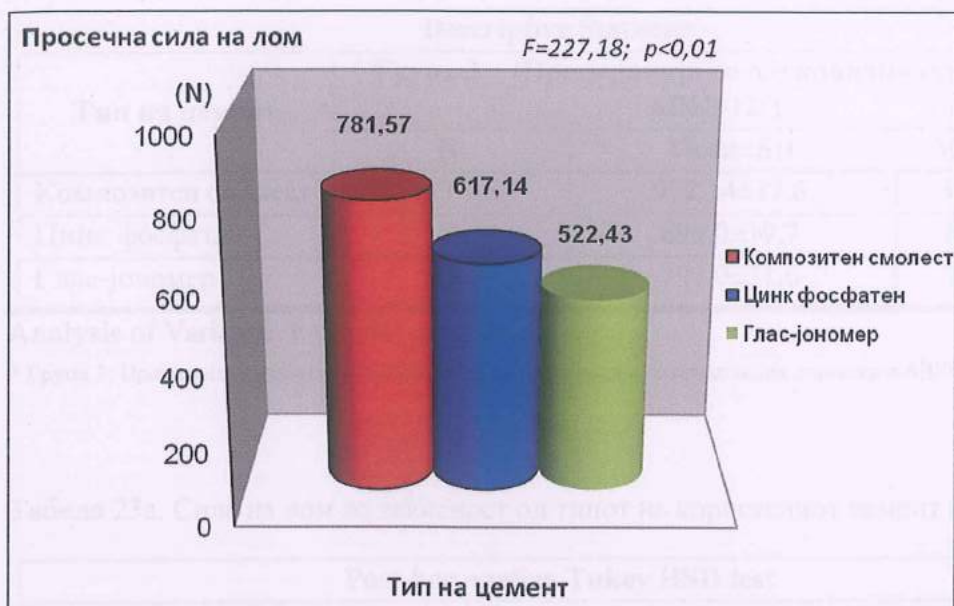
Analysis of Variance $F=227,18$; $p<0,01$

* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и $ABK=12^\circ$

Табела 22а. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 2)

Post-hoc analiza Tukey HSD test			
Група 2 (Препарација со правоаголна стапалка, $ABK=12^\circ$)			
Тип на цемент	Композитен смолест	Цинк фосфатен	Глас-јономер
Композитен смолест		0,00015**	0,00015**
Цинк фосфатен	0,00015**		0,00015**
Глас-јономер	0,00015**	0,00015**	

* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и $ABK=12^\circ$



* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°

Слика 55. Графички приказ на сила на лом / тип на користен цемент (Група 2)

Во Табела 23 и 23а и Слика 56 прикажани се просечните сили на лом во групата примероци со олуковидна стапалка и АВК=12°, а во однос на користење на композитен смолест цемент, цинк фосфатен цемент и глас-јономер цемент. Разликите во просечната сила на лом статистички се високо сигнификантни ($F=93,44$ $p<0,01$). Post hoc анализата покажува дека примероците со композитен смолест цемент имаат просечна сила на лом од $972,14 \pm 17,6$ N, која е високо сигнификантно ($p=0,00019$) повисока од просечната сила во групата примероци со цинк-фосфатен цемент, чија што просечна сила на лом изнесува $899,0 \pm 19,7$ N, и високо сигнификантно ($p=0,000149$) повисока од просечната сила на лом во групата со глас-јономер цемент, во која е измерена просечна вредност од $799,0 \pm 31,6$ N. Статистички сигнификантна разлика за $p<0,01$ се регистрира и меѓу групите со цинк-фосфатен цемент и глас-јономер цемент ($p=0,00015$).

Табела 23. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 3)

Descriptive Statistics			
Тип на цемент	Група 3 (Препарација со олуковидна стапалка, $ABK=12^\circ$)		
	N	Mean $\pm$ SD	Min-Max
Композитен смолест	7	972,14 $\pm$ 17,6	944-993
Цинк фосфатен	7	899,0 $\pm$ 19,7	871-923
Глас-јономер	7	799,0 $\pm$ 31,6	752-832

Analysis of Variance $F=93,44$; $p<0,01$ * Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и $ABK=12^\circ$

Табела 23а. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 3)

Post-hoc analiza Tukey HSD test			
Група 3 (Препарација со олуковидна стапалка, $ABK=12^\circ$)			
Тип на цемент	Композитен смолест	Цинк фосфатен	Глас-јономер
Композитен смолест		0,00019	0,000149
Цинк фосфатен	0,00019		0,00015
Глас-јономер	0,000149	0,00015	

* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и $ABK=12^\circ$ * Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и $ABK=12^\circ$

Слика 56. Графички приказ на сила на лом / тип на користен цемент (Група 3)

Типот на цемент има високо сигнификантно влијание на просечната сила на лом и во групата примероци со длабока олуковидна стапалка ($F=63,88$; $p<0,01$). Просечната сила на лом од $1478,71\pm37,1$ N во подгрупата со композитен смолест цемент е високо сигнификантно ($p=0,000149$) повисока од просечната сила во подгрупата со глас-јономер цемент, со вредност од $1216,71\pm56,9$ N. И подгрупите со цинк-фосфатен цемент и со глас-јономер цемент имаат високо сигнификантно различни просечни сили на лом ($p=0,00015$). (Табела 24 и 24а, Слика 57)

Табела 24. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 4)

Descriptive Statistics			
Тип на цемент	Група 4 (Препар. со длабока олуковидна стапалка, АВК=12°)		
	N	Mean $\pm$ SD	Min-Max
Композитен смолест	7	1478,71 $\pm$ 37,1	1399-1503
Цинк фосфатен	7	1319,14 $\pm$ 30,6	1270-1360
Глас-јономер	7	1216,71 $\pm$ 56,9	1100-1265

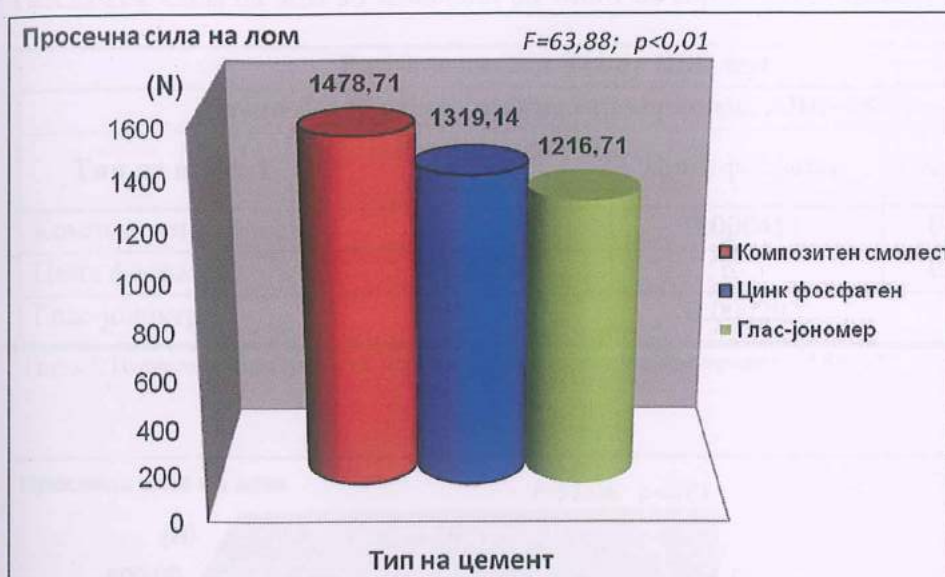
Analysis of Variance $F=63,88$; $p<0,01$

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°

Табела 24а. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 4)

Post-hoc analiza Tukey HSD test			
Група 4 (Препарација со длабока олуковидна стапалка, АВК=12°)			
Тип на цемент	Композитен смолест	Цинк фосфатен	Глас-јономер
Композитен смолест			0,000149
Цинк фосфатен			0,000962
Глас-јономер	0,000149	0,000962	

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°



* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабоко олуковидна стапалка и АВК=12°

Слика 57. Графички приказ на сила на лом / тип на користен цемент (Група 4)

Просечната сила на лом кај примероците од група 5 со композитен смолест цемент изнесува $475,00 \pm 14,5$ N, кај примероците од група 5 со цинк-фосфатен цемент изнесува $436,43 \pm 15,5$ N, додека кај примероците од група 5 со глас-јономер цемент измерена е просечна сила на лом од $395,29 \pm 14,3$ N. Статистичката анализа како високо сигнификантна ја потврди разликата на просечната сила на лом меѓу овие три подгрупи примероци од групата со препарација со линиска препарација и АВК=28° (Analysis of Variance $F=51,06; p<0,01$). Оваа разлика се должи на високо сигнификантна разлика меѓу подгрупата со композитен смолест цемент наспроти цинк-фосфатен цемент ($p=0,000451$) и наспроти глас-јономер цемент ($p=0,000149$), како и меѓу цинк-фосфатен цемент и глас-јономер цемент ($p=0,000292$). (Табела 25 и 25а, Слика 58)

Табела 25. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група5)

Descriptive Statistics			
Тип на цемент	Група 5 (Тангенцијална препарација, АВК=28°)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Композитен смолест	7	475,00±14,5	450-497
Цинк фосфатен	7	436,43±15,5	410-459
Глас-јономер	7	395,29±14,3	380-419

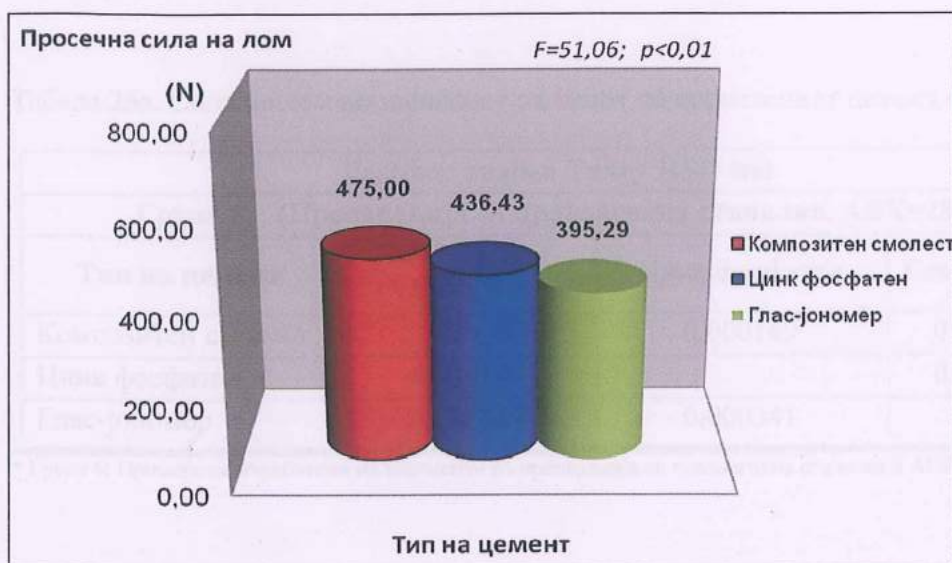
Analysis of Variance $F=51,06; p<0,01$

* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

Табела 25а. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група5)

Post-hoc analiza Tukey HSD test			
Група 5 (Тангенцијална препарација, АВК=28°)			
Тип на цемент	Композитен смолест	Цинк фосфатен	Глас-јономер
Композитен смолест		0,000451	0,000149
Цинк фосфатен	0,000451		0,000292
Глас-јономер	0,000149	0,000292	

* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°



* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

Слика 58. Графички приказ на сила на лом / тип на користен цемент (Група 5)

Во групата примероци со правоаголна стапалка и АВК=28°, просечната сила на лом во подгрупата со композитен смолест цемент изнесува $653,71 \pm 17,9$ N, во подгрупата со цинк-фосфатен цемент изнесува $486,71 \pm 11,6$ N, додека во примероците од оваа група кај кои е користен глас-јономер цемент просечната сила на лом изнесува $439,71 \pm 21,1$ N.

Статистичката анализа како високо сигнификантна ја потврди разликата во просечната сила на лом меѓу трите групи примероци од група 6 ($F=296,22$ $p<0,01$). Композитниот смолест цемент дава високо сигнификантно повисока сила на лом во споредба со цинк-фосфатниот и глас-јономер цементот ($p=0,000149$), како и цинк-фосфатниот цемент во однос на глас-јономер цементот ($p=0,000341$). (Табела 26 и 26а, Слика 59)

Табела 26. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 6)

Descriptive Statistics			
Тип на цемент	Група 6 (Препарација со правоаголна стапалка, $ABK=28^\circ$)		
	N	Mean $\pm$ SD	Min-Max
Композитен смолест	7	653,71 $\pm$ 17,9	620-670
Цинк фосфатен	7	486,71 $\pm$ 11,6	470-499
Глас-јономер	7	439,71 $\pm$ 21,1	400-460

Analysis of Variance $F=296,22$; $p<0,01$ * Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и $ABK=28^\circ$

Табела 26а. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 6)

Post-hoc analiza Tukey HSD test			
Група 6 (Препарација со правоаголна стапалка, $ABK=28^\circ$)			
Тип на цемент	Композитен смолест	Цинк фосфатен	Глас-јономер
Композитен смолест		0,000149	0,000149
Цинк фосфатен	0,000149		0,000341
Глас-јономер	0,000149	0,000341	

* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и $ABK=28^\circ$ * Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и $ABK=28^\circ$

Слика 59. Графички приказ на сила на лом / тип на користен цемент (Група 6)

Во групата примероци со олуковидна стапалка и $ABK=28^\circ$, просечната сила на лом во подгрупата со композитен смолест цемент изнесува $942,14 \pm 26,7$ N, во подгрупата со цинк-фосфатен цемент изнесува $793,14 \pm 38,3$ N, додека во примероците од оваа група кај кои е користен глас-јономер цемент просечната сила на лом изнесува $630,43 \pm 35,8$ N.

Статистичката анализа како високо сигнификантна ја потврди разликата во просечната сила на лом меѓу трите групи примероци од група 7 ($F=147,39$ $p<0,01$). Композитниот смолест цемент дава високо сигнификантно повисока сила на лом во споредба со цинк-фосфатниот и глас-јономер цементот ($p=0,000149$), како и цинк-фосфатниот цемент во однос на глас јономер цементот ($p=0,000149$). (Табела 27 и 27а, Слика 60)

Табела 27. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 7)

Descriptive Statistics			
Тип на цемент	Група 7 (Препарација со олуковидна стапалка, $ABK=28^\circ$)		
	N	Mean $\pm$ SD	Min-Max
Композитен смолест	7	942,14 $\pm$ 26,7	901-975
Цинк фосфатен	7	793,14 $\pm$ 38,3	744-845
Глас-јономер	7	630,43 $\pm$ 35,8	559-676

Analysis of Variance $F=147,39$; $p<0,01$

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и $ABK=28^\circ$

Табела 27а. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 7)

Post-hoc analiza Tukey HSD test			
Група 7 (Препарација со олуковидна стапалка, $ABK=28^\circ$)			
Тип на цемент	Композитен смолест	Цинк фосфатен	Глас-јономер
Композитен смолест		0,000149	0,000149
Цинк фосфатен	0,000149		0,000149
Глас-јономер	0,000149	0,000149	

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и $ABK=28^\circ$



* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 60. Графички приказ на сила на лом / тип на користен цемент (Група 7)

Типот на цемент има високо сигнификантно влијание на просечната сила на лом во групата примероци со длабока олуковидна стапалка и АВК=28° ($F=136,2; p<0,01$). Просечната сила на лом од $1165,14,71 \pm 19,8$ N во подгрупата со композитен смолест цемент е високо сигнификантно ($p=0,00015$) повисока од просечната сила во подгрупата со цинк-фосфатен цемент со вредност од $1034,57 \pm 37,3$ N, и високо ($p=0,000149$) сигнификантно повисока од просечната сила во подгрупата со глас-јономер цемент, со вредност од $897,86 \pm 31,1$ N. И подгрупите со цинк-фосфатен цемент и со глас-јономер цемент имаат високо сигнификантно различни просечни сили на лом ($p=0,000149$). (Табела 28 и 28а и Слика 61)

Табела 28. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 8)

Descriptive Statistics			
Тип на цемент	Група 8 (Препар. со длабока олуковидна стапалка, АВК=28°)		
	N	Mean±SD	Min-Max
Композитен смолест	7	1165,14,71±19,8	1140-1190
Цинк фосфатен	7	1034,57±37,3	965-1078
Глас-јономер	7	897,86±31,1	872-954

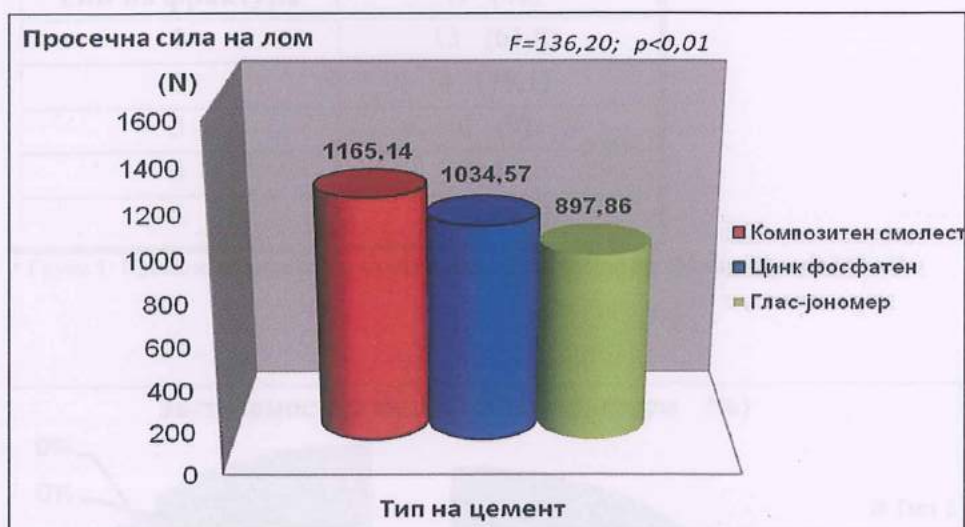
Analysis of Variance $F=136,20; p<0,01$

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°

Табела 28а. Сила на лом во зависност од типот на користениот цемент (Група 8)

Post-hoc analiza Tukey HSD test			
Група 8 (Препарација со длабока олуковидна стапалка, АВК=28°)			
Тип на цемент	Композитен смолест	Цинк фосфатен	Глас-јономер
Композитен смолест		0,00015	0,000149
Цинк фосфатен	0,000150		0,000149
Глас-јономер	0,000149	0,000149	

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°



* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 61. Графички приказ на сила на лом / тип на користен цемент (Група 8)

Видот на фрактури и оштетувања кај испитуваните циркониумски изработки (капици) беше класифициран според класификацијата на Burke и Watts на следниов начин (Табела 29):

Табела 29. Поделба на типовите на фрактури

Тип на фрактура	Опис
1	Минимална фрактура или пукнатина
2	Отпадната помалку од половина изработка (капица)
3	Фрактура низ средината на капицата (половина од капицата изместена или отпадната)
4	Отпадната повеќе од половина капица
5	Големо (сериозно) оштетување или фрактура на капицата или абатментот.

Резултатите од истражувањето покажаа дека во група 1 (експерименталните примероци на капици изработени на абатменти со тангенцијална препарација и $ABK=12^\circ$) најзастапена е фрактура од тип 1 со 61,8%. Во оваа група нема појава на фрактури од типот 3 и 4. (Табела 30, Слика 62)

Табела 30. Застапеност на типови на фрактури

Група 1	
Тип на фрактура	N (%)
1	13 (61,8)
2	4 (19,1)
3	0 (0)
4	0 (0)
5	4 (19,1)

* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и $ABK=12^\circ$



* Група 1: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и $ABK=12^\circ$

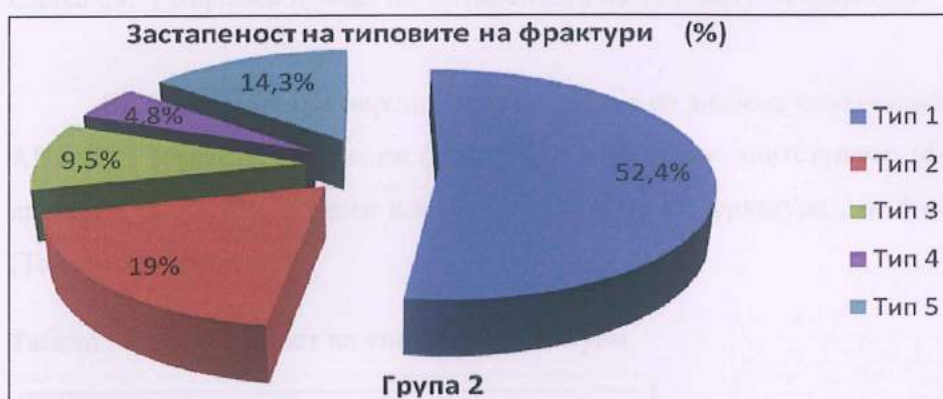
Слика 62. Графички приказ на застапеноста на типовите на фрактури

Во групата 2 на примероци најчест со околу 50% беше типот на фрактура 1, односно минимална фрактура на капицата. Најмалку застапен беше типот на фрактура 4 – оштетување на повеќе од половина капица со вкупно 1 случај или 4,8%. (Табела 31, Слика 63)

Табела 31. Застапеност на типови на фрактури

Група 2	
Тип на фрактура	N (%)
1	11 (52,4)
2	4 (19,0)
3	2 (9,5)
4	1 (4,8)
5	3 (14,3)

* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°



* Група 2: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=12°

Слика 63. Графички приказ на застапеноста на типовите на фрактури

Во групата на примероци со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12° најзастапен тип на фрактура е минимално оштетување (фрактура) на капицата со 52,4%. (Табела 32, Слика 64)

Табела 32. Застапеност на типови на фрактури

Група 3	
Тип на фрактура	N (%)
1	11 (52,4)
2	4 (19,0)
3	2 (9,5)
4	1 (4,8)
5	3 (14,3)

* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°



* Група 3: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=12°

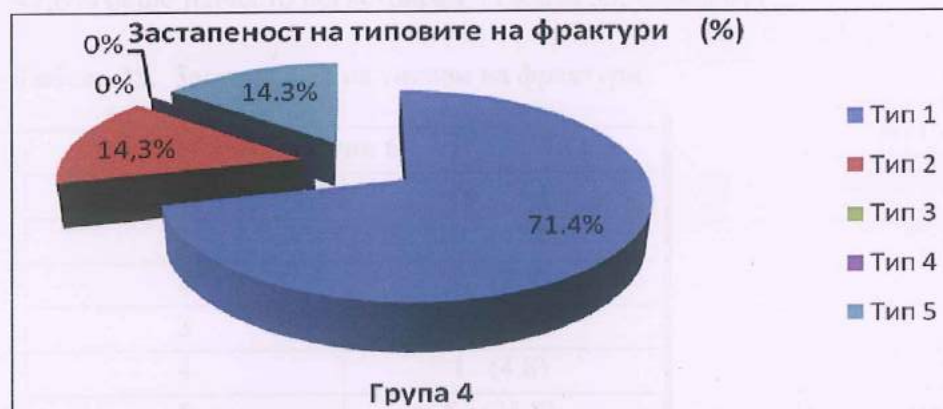
Слика 64. Графички приказ на застапеноста на типовите на фрактури

Во групата на примероци со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12° најзастапен тип на фрактура е минимално оштетување (фрактура) на капицата со 71,4%, по што следуваат типовите на фрактура 2 и 5 со по 14,3%. (Табела 33, Слика 65)

Табела 33. Застапеност на типови на фрактури

Група 4	
Тип на фрактура	N (%)
1	15 (71,4)
2	3 (14,3)
3	0 (0)
4	0 (0)
5	3 (14,3)

* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°



* Група 4: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и АВК=12°

Слика 65. Графички приказ на застапеноста на типовите на фрактури

Во групата 5 на испитувани примероци најзастапен е типот на фрактура 1 со 57,1%, а најмалку застапен тип на фрактура е 4 со само еден примерок, односно 4,8%. (Табела 34, Слика 66)

Табела 34. Застапеност на типови на фрактури

Група 5	
Тип на фрактура	N (%)
1	12 (57,1)
2	4 (19,1)
3	2 (9,5)
4	1 (4,8)
5	2 (9,5)

* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°



* Група 5: Примероци изработени на абатменти со тангенцијална препарација и АВК=28°

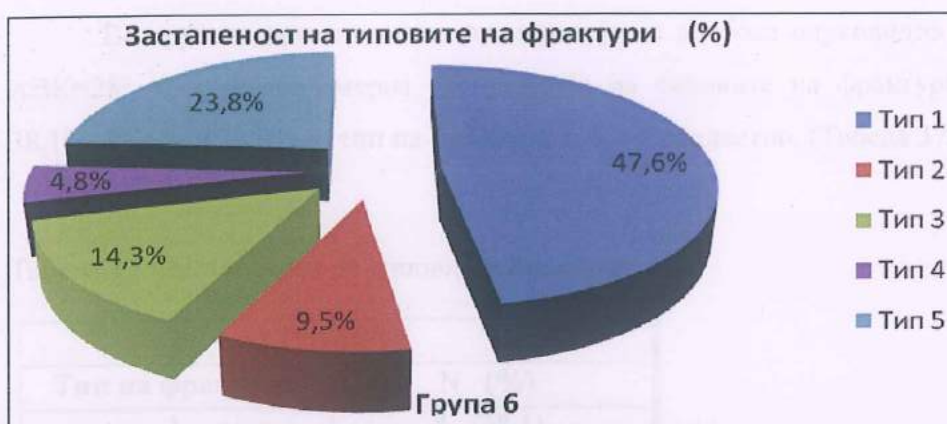
Слика 66. Графички приказ на застапеноста на типовите на фрактури

Во шестата група на експериментални примероци, типот на фрактура 1 со 47,6% беше најчесто регистриран. (Табела 35, Слика 67)

Табела 35. Застапеност на типови на фрактури

Група 6	
Тип на фрактура	N (%)
1	10 (47,6)
2	2 (9,5)
3	3 (14,3)
4	1 (4,8)
5	5 (23,8)

* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=28°



* Група 6: Примероци изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и АВК=28°

Слика 67. Графички приказ на застапеноста на типовите на фрактури

Во групата на експериментални примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°, најзастапен е типот на фрактура 1 со 61,9%, а најмалку застапен е типот на фрактура 4 со 4,8%. (Табела 36, Слика 68)

Табела 36. Застапеност на типови на фрактури

Група 7	
Тип на фрактура	N (%)
1	13 (61,9)
2	3 (14,3)
3	2 (9,5)
4	1 (4,8)
5	2 (9,5)

* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°



* Група 7: Примероци изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и АВК=28°

Слика 68. Графички приказ на застапеноста на типовите на фрактури

Во групата примероци со препарација со длабока олуковидна стапалка и $ABK=28^\circ$, има порамномерна распределба на типовите на фрактури и тоа од 38,1%, 28,6% и 23,8% за тип на фрактура 1, 2 и 5 соодветно. (Табела 37, Слика 69)

Табела 37. Застапеност на типови на фрактури

Група 8	
Тип на фрактура	N (%)
1	8 (38,1)
2	6 (28,6)
3	2 (9,5)
4	0 (0)
5	5 (23,8)

* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и $ABK=28^\circ$



* Група 8: Примероци изработени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и $ABK=28^\circ$

Слика 69. Графички приказ на застапеноста на типовите на фрактури

7. ДИСКУСИЈА

Високата естетика, добрата биолошка компатибилност, потврдени со многубројни студии од страна на експертите од оваа област се главна препорака за интензивната апликација на целосно керамичките системи.

Употребата на целосно керамички реставрации е определена со формата на препарацијата на коронката, оклузалниот и аксијалниот зјај, дебелината на работ и оклузалното оптоварување. Првите грижи во однос на цврстината на целосно керамичките изработки се ублажени со употребата на основна керамика. Керамиките со висока цврстина имаат поголема нетранспарентност, па на почетокот било тешко да се најдат да одговараат со природната боја на заби и да може да го маскираат дисколоритетот. Од оваа причина, познавањето на оптичките карактеристики на керамичките системи им овозможуваат на клиничарите да направат соодветен избор кога се судираат со различни естетски предизвици¹⁶⁰.

Воведувањето на циркониумски керамики како ресторативен дентален материјал предизвика значаен интерес кај стоматолозите. Ова е следено со широки индустриски, клинички и истражувачки активности. Истражувачите и производителите развиле напредни формули со висока цврстина за превенција на ширење на пукнатините главно со користење на итриум стабилизирана цирконија (Y-TZP), во практиката позната како цирконија или циркониум оксидна керамика¹⁶¹.

Интересна карактеристика на цирконијата е нејзината трансформациона цврстина. Кога на материјалот се аплицира надворешна слика преку стрес или пукнатина, се воведува во моментална фазна трансформација во моноклинична кристална структура. Моноклиничната форма (М) на кристалот има околу 4% поголем волумен отколку тетрагоналната форма (Т). Оваа експанзија при трансформацијата помага во спротивставување на ширењето на пукнатината²³.

Овој процес на активно спротивставување на ширењето на пукнатините е од огромна важност со ситуации на замор, како на пример предизвикани од цвакалните сили врз изработката. Ниедна друга дентална керамика го нема овој феномен. Практично, оваа комбинација на исклучителна цврстина, тврдина и

зајакнувачките трансформациски особини ја прават цирконијата супериорен избор за издржливи изработки во моларната регија. Цирконијата има единствена комбинација на одлични физички, механички и хемиски особини што ја прават идеален биоматеријал¹⁶².

Употребата на циркониум оксидната керамика во стоматологијата се должи пред сè на исклучително добрите механички особини, способноста за трансформациско консолидирање, биокompatibilноста, димензионалната и хемиска стабилност и отпорноста на абее¹⁶³. ZrO_2 керамиката има повисока отпорност и цврстина во споредба со останатите безметални дентални керамики¹⁶⁴.

Развојот во технологијата на керамиките значајно ја прошири нивната употреба во стоматологијата. Брзата диверзификација на опремата и материјалите за изработка на CAD/CAM изработки заедно со зголемувањето на достапноста на лабораториските CAD/CAM изработки бара и употреба на материјали за поликристални циркониумски капици. Релативно високата вкочанетост и добрата механичка издржливост на делумно стабилизираната цирконија дозволува употреба за поединечни коронки и мостовски конструкции во постериорната регија.

Од истражувањето на Xible и сор. (2006)¹⁶⁵ увидено е дека било кој тип на механичка обработка и подготовка на циркониум оксидната керамика истовремено предизвикува два спротивни ефекти на површината од кои зависи цврстината на керамиката.

Првиот ефект на брусењето и пескарењето е тоа што предизвикуваат трансформација, создавање на моноклински слој на површината на ZrO_2 керамиката кој го спречува ширењето на пукнатините и допринесува за подобрување на механичките особини на керамиката. Вториот, спротивен ефект е предизвикување дефекти на површината во вид на микропукнатини околу кои се концентрира напнатост во материјалот и го забрзува ширењето на пукнатините во длабочината на супстратот преку настанатиот моноклински слој, што води кон фрактура на керамиката. До истиот заклучок довело и истражувањето на Luthardt и сор. (2002)¹⁶⁶.

Механичката цврстина е битен фактор кој влијае на клиничкиот успех на денталните изработки. Цврстината на материјалот може да се дефинира како максимално или критично оптоварување што материјалот може да го издржи пред кршење. Цврстината на денталните материјали е една од најважните механички особини што ги одредува клиничките перформанси и успешноста на денталните изработки^{167,168}.

Покрај условите во усната шуплина има повеќе фактори кои влијаат на појавата на пукнатини и ширење на пукнатините кај денталните керамички изработки, како што се геометријата на изработката¹⁶⁹, микро-структурата на керамичките материјали¹⁷⁰, големината и дистрибуцијата на површинските дефекти (недостатоци), заостанатите напони од полирање и термалната обработка¹⁷¹, дебелина на изработката¹⁷², модулот на еластичност на материјалите, површинските карактеристики на керамиката и цементот¹⁷³ и аплицираното оптоварување¹⁷⁴.

Вредностите на механичката цврстина на керамиката зависат од неколку фактори: хемискиот состав, процесот на синтерување, тест методологијата, клиничките процедури, типот на препарација и АВК.

Во бројни *in vitro* студии се разгледуваат геометријата на примероците, финишот на површините и механичките оптоварувања. Затоа овие *in vitro* студии се сигурен индикатор за клиничките перформанси на керамичките изработки. Не е голем бројот на испитувањата кои се занимавале со влијанието на видовите на препарација заедно со аголот на вкупна конвергенција, кои придонесуваат во зголемувањето на фрактурната отпорност, т.е. отпорноста на силите на двакопритисок во бочната регија. Затоа, како цел на ова истражување беа земени токму овие влијанија заедно со присутниот *Ferrule effect*¹⁷⁵.

Во нашата студија беа користени метални абатменти (реплики од нерѓосувачки челик) наместо природните заби, бидејќи природните заби се разликуваат по индивидуална структура, старост и време на чување после екстракција, што претставува тешкотија за стандардизирање на абатментите. Тоа го потврдува и студијата на Morgano и Milot (1993)¹⁷⁶.

Исто така, во нашата студија беше испитувана фрактурната отпорност на целосно керамички материјали на метални абатменти. Предностите на користење на метални абатменти се: задржување на можноста на стандардизирана препарација, обезбедување дека абатментот нема да се скрши или оштети за време на испитувањето и идентични физички карактеристики на абатментите. Слично, во студиите на Strub и Beschmidt (1998)¹⁷⁶ и Potiket и сop. (2004)¹³⁶, природните заби покажуваат големи варијации во поглед на нивната старост, индивидуална структура и време на чување после екстрахирањето, со тоа отежнувајќи го обезбедувањето на стандардни абатменти. Хемо-механичката врска меѓу дентинот и цементот, исто така не може да се тестира со овој тип на симулација.

Студиите на Kappert и сop. (1996)¹⁶⁴ во кои се користени метални абатменти, биле направени за да се изврши тестирање на фрактурната отпорност на фиксните изработки. Нивна предност е таа што тие можат да бидат стандардизирани спрема физичките особини и димензии. Сепак, металните абатменти не даваат целосна информација за микроструктурата на тврдото ткиво од препарираниите заби или за хемиската и/или микромеханичка адаптација на лепациите (цементите) за дентинот.

Во повеќе други студии се користеле метални абатменти за испитување на карактеристиките на замор на целосно керамички системи, бидејќи тие обезбедуваат репродуктивна поддршка. Покрај тоа, металните абатменти ги елиминираат и разликите кај природното ткиво. Во оваа студија, ниту еден од шесте метални абатменти не беше скршен или оштетен. Во некои студии биле користени смолести наместо метални абатменти. Chai и сop. (2000)¹⁷⁸ ја споредувале веројатноста за фрактура на четири системи на целосно керамички коронки со користење на абатменти од композитни смоли. Од добиените резултати е покажано дека скоро 50% од тестираните примероци од секоја група биле фрактурирани во абатментот. Затоа, во оваа студија се користени метални абатменти за да се осигура дека нема да настане фрактура во абатментот пред капицата.

Scherrer и de Rijk (1993)¹⁷⁹ покажале дека абатмент со висок модул на еластичност може во мали граници да ја зголеми фрактурната отпорност на керамиката.

При споредба на титаниумски абатменти со абатменти од нерѓосувачки челик, Sundh и Sjogren (2008)¹⁸⁰ откриле дека нема статистичка разлика во механичката отпорност. Сепак, титаниумските абатменти пројавиле повеќе деформација, како виткање за време на механичкото тестирање заради различен модул на еластичност на нерѓосувачкиот челик од 200 GPa, односно 100GPa кај титаниумските импланти.

Во некои студии биле користени и акрилни абатменти за тестирање на целосно керамички коронки, но и кај нив се среќаваат истите недостатоци како и кај металните абатменти¹⁸¹.

Биволските заби имаат слична микроструктура како и природните човечки заби и биле користени за испитување на отпорноста на лом на целосно керамички изработки. Сепак, разликата во димензиите меѓу биволските и природните заби ја отежнува нивната примена како абатменти за фиксни парцијални изработки¹⁸².

Препарацијата на забите и линијата на препарација се битни фактори кои влијаат на истрајноста на керамичките изработки. Сепак, нема конкретни податоци за дизајниран стандард за идеална препарација на забите за целосно керамичките фиксни изработки.

Препарацијата на забот вклучува неповратно отстранување на тврда забна структура (емајл и дентин). Количината на забна структура што треба да се отстрани зависи од материјалот што ќе се користи. За метал-керамичка коронка потребна е околу 2 mm оклузална и 1,5 mm аксијална редукција⁷. За препарација за целосно керамичка коронка потребна е оклузална редукција од околу 1,5 до 2 mm. Во зависност од одбраниот материјал, аксијалната редукција се движи од 0,8 до 1,2 mm за оксидни и циркониумски керамики. Се препорачуваат еднаква широчина од најмалку 0,8 mm за силикатни и литиум дисиликатни керамики и минимум 0,5 mm за оксидни и циркониумски керамики. Индицирани се агли на оклузална конвергенција меѓу 4-6° и мазни заоблени рабови^{183,184}.

CAD/CAM изработките бараат дизајн на препарација со посебна линија на препарација, паралелни површини и избегнување на остри агли¹⁸⁵. Сите линии се заоблени за да се намали концентрацијата на стрес во крајната изработка и да се подобри налегнувањето на изработките¹⁸⁴.

Snyder⁵⁹ и Sundh⁸⁸ во различни студии доаѓаат до сознание дека коронките не можат да имаат добро налегнување и доволна цврстина без соодветна препарација со стапалка.

Во нашите испитувања беа анализирани препарации со тангенцијална препарација, со правоаголна, олуковидна и длабоко олуковидна стапалка со два вида на агли на закосување од 12° и 28°. Резултатите покажуваат дека најмалата средна сила на лом е добена кај примероците со тангенцијална препарација ($532,09 \pm 54,5$ N и $435,57 \pm 36,2$ N, соодветно спрема аглите на препарација) споредено со примероците препарирани со стапалки (правоаголна, олуковидна и длабока олуковидна стапалка). Од овие добиени резултати целосно е потврдена Хипотеза 1.

Слични на нашите резултати се и резултатите добиени во истражувањата на Mirkovic¹²³, Todorovic¹²⁴ и Kostic¹²⁵ кои овозможиле да се увиди дека препарацијата кај безметалните циркониумски коронки со правоаголна стапалка покажува поголема фрактурна отпорност и тоа 2214 N наспроти линиската препарација каде фрактурната отпорност е 2090 N. Фрактурната отпорност при препарација со правоаголна стапалка е за 5,93% поголема отколку фрактурната отпорност при линиската препарација.

Важно е да се напомене дека при оптоварување на примероците со тангенцијална препарација, како што се зголемува силата на оптоварување, капицата пролизгува низ аксијалните сидови на носачот без да биде лимитирана од било каква граница (маргина) и врши иритирање и инфламирање на маргиналниот пародонциум. Гледано од пародонтолошки аспект, тангенцијалната препарација има негативна конотација¹⁷⁹.

Di Lorio и соп. (2008)¹³⁷ покажале дека силата на лом на Procera коронки (во основа алуминиум) со препарација со правоаголна стапалка била сигнификантно повисока отколку со препарација со олуковидна стапалка. Во

испитувањата на Веуер и сор. (2008b)¹⁰⁵ силата на лом на Turkom-Cera капици со препарација со правоаголна стапалка изнесувала 1545.2 N и била повисока во однос на капиците со препарација со олуковидна стапалка (1341.9 N), иако статистичката анализа не покажа сигнификантна разлика ($p=0.059$). Можна причина за ова е дека оклузалните сили се носени од кружната правоаголна стапалка, со што концентрацијата на напоните на аксијалните сидови се помали споредено со олуковидната стапалка.

Во in vitro студии на Vult von steuern и сор. (2000)¹⁸⁷ покажано е дека индуцираните напони во вратниот дел при оптоварување на целосно керамичките мостови со препарација со олуковидна стапалка може да влијаат во зоните на врзување, каде концентрацијата на напоните може да достигне критично ниво и да предизвика фрактура. Затоа се препорачува целосно керамичките мостови кои се цементирани неатхезивно да бидат поддржани со препарација со правоаголна стапалка за да се спротивстават на прекумерното оптоварување.

Сепак, препарација со правоаголна стапалка на заб со помал мезио-дистален промер (премолар или мал молар) може да влијае на фрактурната отпорност на останатата забна структура. Proos и сор. (2003)¹⁸⁸ наведуваат дека со ова може да се оправда употребата на препарација со олуковидна стапалка, која се покажала како успешна.

Споредувањето на силата на лом во нашата студија кај примероците со агол на конвергенција до 12° меѓу препарациите со правоаголна, олуковидна и длабока олуковидна стапалка, укажува на фактот дека правоаголната препарација е за 38,9% помала од олуковидната и за два пати помала од длабока олуковидната стапалка. Кај примероците со $ABK=28^\circ$ фрактурната резистентност на изработките со правоаголна стапалка е 49,5% помала од отпорноста на изработките со олуковидна стапалка и речиси два пати помала од длабоката олуковидна стапалка.

Со овие добиени резултати се потврдува и Хипотеза 2.

Слични на нашите резултати се добиени од истражувањата направени од Ezatollah Jalalian^{127,128} и соработниците, каде може да се увиди дека фрактурната отпорност на целосно керамичките коронки препарирани со олуковидна стапалка

е поголема и изнесува 610,18 N споредено со препарацијата со правоаголна стапалка каде фрактурната отпорност изнесува 502,72 N, односно 21,38% повеќе.

De Jager¹²⁶ и соработниците во слична студија дошле до заклучок дека препарацијата со олуковидна стапалка придонесува за зголемување на фрактурната отпорност кај безметалните коронки.

Постоење на значајна разлика во фрактурната отпорност на експерименталната група на молари препарирани со олуковидна стапалка во однос на експерименталната група молари препарирани со правоаголна стапалка се нагласува во двете *in vitro* студии на Florian Beuer и соработниците^{108,138}.

Во засебни студии направени од страна на Webber¹³⁹ и Proussaefs¹⁴⁰ направена е споредба на фрактурната резистентност на Inceram целосно керамичките коронки, чија граница на препарација е со олуковидна стапалка и со правоаголна стапалка. Со добиените резултати се покажува дека примероците со олуковидна стапалка покажуваат поголема фрактурна отпорност.

Студија за испитување на цврстината на коронки од керамички оптимизиран полимер (Ceromer) покажала дека фрактурната отпорност на примероците со препарација со олуковидна стапалка е поголема отколку на примероците со препарација со правоаголна стапалка.

Спротивно на претходните резултати, во студијата каде што се испитувани ефектите на линијата на препарација врз отпорноста на лом на целосно-керамичките коронки, покажано е дека препарацијата со 1,2 mm правоаголна стапалка дава најцврсти Discor коронки, додека коронките препарирани со олуковидна стапалка цементирани на метален абатмент дале најслаби резултати¹⁸³.

Слична *In vitro* студија на Procera AllCeram коронки покажала дека препарација со правоаголна стапалка покажува сигнификантно повисока фрактурна отпорност отколку препарација со олуковидна стапалка¹³⁷.

Освен споредувањата на фрактурната отпорност на препарациите со правоаголна, олуковидна и длабока олуковидна стапалка, во нашиот докторски труд беше споредувана и фрактурната резистентност на примероците (капиците)

препарирани со олуковидна и длабока олуковидна стапалка. Кај примероците со АВК од 12° , просечната сила на лом изнесува $890,05 \pm 76,1$ N кај олуковидната и $1338,19 \pm 117,8$ N кај длабоката олуковидна стапалка, додека кај примероците со АВК од 28° просечната сила на лом изнесува $788,57 \pm 134,4$ N и $1032,52 \pm 115,5$ N за олуковидната и длабока олуковидната стапалка соодветно.

Статистичката анализа на добиените вредности од испитувањата покажува високо сигнификантна помала просечна сила на лом кај олуковидната препарација споредено со препарацијата со длабока олуковидна стапалка. Со тоа е потврдена и Хипотеза 3.

Ezatollah Jalalian^{127,128,129} во неколку свои трудови врши споредбени испитувања на два вида на олуковидни стапалки со длабочина од 0,8 mm и 1 mm. Добиените резултати, слично како и во нашето испитување, покажале дека фрактурната резистентност на циркониумските коронки со 0,8 mm длабочина на стапалката изнесувала 991,75 N, а кај оние со длабочина на олуковидната стапалка од 1 mm изнесувала 1426,10 N или 43,8% повеќе.

Исто така и Potiket и сор.¹³⁶ укажуваат на податокот дека препарацијата со стапалка длабока 1 mm дава подобрена фрактурна отпорност кај изработките од безметална керамика.

Токму препарацијата со стапала чија длабочина изнесува 1 mm или повеќе има улога на прстен или обрач во пределот на вратот на забот, кој овозможува зголемување на фрактурната отпорност на безметалните изработки.

Во стоматолошката литература овој ефект се опишува како "ferrule" – "ferrule effect". Токму неговото воведување во стоматолошката практика во поново време доведува до менување и напуштање на т.н. метален концепт и зголемена употреба на безметалните системи. Според повеќе автори, се препорачува обезбедување 1-2 mm "ferrule" (обрач) паралелно со дентинските сидови, кои придонесува во зголемувањето на отпорноста на лом на целосно керамичките изработки¹⁸⁹.

Според Sorensen¹⁴⁸ "Ferrule effect" е дефиниран како 360° метален (или керамички) обрач на коронката околу паралелни дентински сидови кој се протега коронарно во вид на стапалка на препарацијата.

И De Jager и сор.¹²⁶ објаснуваат дека за зголемување на издржливоста на безметалните изработки во постериорната регија, препорачлива е препарација со длабока олуковидна стапалка која обезбедува “ferrule effect”.

Слично како и на De Jager и сор.¹²⁶ и нашите испитувања беа во таа насока и покажаа дека препарациите со стапалки овозможуваат присуство на “ferrule effect” во пределот на цервиксот на забот, кој е најизразен кај длабоката олуковидна стапалка и овозможува највисока фрактурна резистентност кај испитуваните изработки. Од статистичката анализа на резултатите се покажува дека безметалните изработки поставени на абатменти со препарација со длабока олуковидна стапалка и присутен “ferrule effect” високо сигнификантно ја зголемуваат фрактурната отпорност.

Врз основа на погоре наведените резултати и добиените сознанија во целост се потврдува **Хипотеза 4** од нашето истражување.

Како феномен “ferrule effect”-от бил разгледуван и од Glazer, кој во својата научна студија истакнува дека премоларите без “ferrule” имаат повисок ризик за фрактури отколку фронталните заби. Ова негово тврдење не се совпаѓа со студијата на Schmitter и Naumann и сор., кои заклучиле дека “ferrule effect” нема влијание на отпорноста на фрактури на целосно керамичките коронки¹⁴⁷.

Добиените резултати за зголемена фрактурна резистентност на безметалните изработки со 1 mm длабочина на “ferrule” беа споредени и потврдени со резултатите на Yu-Xing и сор. (2003)¹⁹⁰ и Tan и сор. (2005)¹⁹¹, додека Pereira и сор. (2006)¹⁹² изнесуваат податоци за несигнификантност во разликите на примероците со и без “ferrule”.

Улогата на создавањето на “ferrule” ефектот кај безметалните коронки, како и негово влијание на фрактурната резистентност беше истражувано со цел да се воведат нови подобрени методи, концепти и доктринарни ставови, кои ќе допринесат за поквалитетни, естетски и функционални безметални протетски реставрации.

Историски, ретенцијата била главен фокус на интерес за принципите на препарација. На ретенцијата, покрај другите веќе споменати фактори, силно влијание има и аголот на закосеност (односно аголот на вкупна конвергенција).

Препораките од литературата за аксијално закосување за време на препарација на забот се движат од $4-6^\circ$ што се смета како идеално, а од $6-14^\circ$ за клинички прифатливо.

Но, клиничката практика покажува дека при препарацијата на забите, зависно од регијата, инклинацијата и ротацијата на самиот заб, вкупниот агол на конвергенција се движи во средни вредности од $12-29^\circ$.

Податоците од литературата и клиничкото искуство укажуваат на фактот дека мал агол на конвергенција клинички тешко се постигнува. Smith и сор.¹⁴⁶ препорачуваат агол на конвергенција на единечни коронки од 12° до 20° . Оптимални агли на конвергенција се движат од 14° за премолари до 24° за молари. Затоа, за задржување во практичните граници се користат агли од 12° до 29° .

За успешност на целосно керамичките коронки неопходна е точна геометрија на препарацијата. Прашање е дали стоматолозите може секогаш да ги следат препораките за препарација според моменталните услови. Во клиничка студија на Guth и сор. (2013)¹⁹³ оценувани се препарациите на забите за циркониумски коронки на клиничките лекари во споредба со препораките во литературата. Студијата покажала дека најголем број имале потешкотии во исполнување на препораките за препарација на циркониумските коронки. Средниот агол на конвергенција бил $26,7^\circ$ и во преку 30% од случаите интер-оклузалната редукција била недоволна, каде висината на абатментите имала средна вредност од 4,1 mm.

Goodacre CJ (2004)¹⁹⁴ објавил труд во кој се опишува дизајнот за препарација на забите за оптимална успешност на фиксните протетски изработки. АВК треба да се движи меѓу 10° и 20° , минималната оклузо-цервикална / инцизо-цервикална димензија за инцизори и премолари треба да биде 3 mm, а за моларите 4 mm, односот на овие димензии и вестибуло-оралната димензија треба да биде 0,4 или повисок за сите заби. За целосно-керамичките коронки треба да се користи препарација со длабоко олуковидна стапалка. За метал-керамичките коронки, треба да се користи препарација спрема полесно формирање, лично претпочитање, естетски барања и типот на коронка што ќе се изработува.

Многу автори препорачуваат различни закосувања кои се движат од 2-7° по аксијален сид или вкупна конвергенција од 4-14° кај препарациите за целосно фасетирани коронки.

Во нашата докторска студија, абатментите (носачите) беа препарирани со поголеми вредности на АВК токму поради тоа што целта ни беше да го покажеме влијанието на зголемувањето на вкупниот агол на закосување (конвергенција) врз отпорноста на фрактури кај безметалните изработки.

Некои автори како Shillingburg и сор.⁷ препорачуваат закосување од 3-6° за секој спротивен аксијален сид, тежнеејќи кон оптимална конвергенција до 6°. Tylman за оптимално препорачува закосување од 4-6°, додека Dukema и сор. препорачуваат конвергенција од 6-10° како оптимална за добра ретенција¹⁹⁵.

Додека пак, анализирајќи ги аглите на закосување од 10° и 26°, Nordland и сор.¹⁴¹ увиделе дека агол од 26° се покажува како граничен агол кој влијае на ретенцијата на изработките.

Од друга страна пак, Dodge и сор.¹⁴² во својата студија не нашле сигнификантно значајни разлики во ретенцијата кај препарациите во однос на агол на закосување, за негови вредности од 3° до 16°.²⁶

Mack¹⁴⁴ посочува агол од 12°, Smith и сор.¹⁴⁶ во своите студии укажуваат дека аголот на препарација кај поединечните коронки треба да изнесува од 12° до 20°.

Во нашите испитувања примероците беа поделени во две групи според АВК и тоа со 12° и 28°. Резултатите од добиените испитувања кај сите типови на препарација покажуваат повисока механичка отпорност кај примероците од групата со АВК од 12° споредено со групата со АВК од 28°. Статистичката анализа на добиените вредности покажува високо значајна разлика во просечните сили на лом ($p < 0,01$). Добиените резултати ја потврдуваат Хипотеза 5, односно дека со зголемување на вкупниот агол на конвергенција се намалува фрактурната резистентност на безметалните изработки.

Многу слични резултати на нашите добиле и други автори во направените студии, кога потврдиле дека поголем аксијален агол на конвергенција ја намалува

фрактурната отпорност, односно заклучиле дека аголот на закосеност на препарацијата влијае негативно на фрактурната отпорност на целосно керамички изработки.

Во секојдневната практика како недостаток на циркониумските фиксни изработки се забележува оштетувањето на фасетниот порцелан со мали загуби на материјал. Причината за ова оштетување сè уште не е целосно разјаснета. Во своите студии, Sailer и сop. (2007)¹⁹⁶ и Tinschert сop. (2008)¹⁹⁷ дале објаснувања за можните оштетувањата на порцеланот. Може да се работи за специфичен проблем на материјалот, како и дизајнот на субструктурата и дебелината на фасетниот порцелан. Брзото ладење на порцеланот или несоодветниот коефициент на температурно ширење на порцеланот и цирконијата може, исто така, да бидат причината објаснуваат Denry и Kelly (2008)⁴³. Во клиничката студија на Sailer и сop.(2009a)¹⁹⁸ во предвид бил земен анатомскиот дизајн на основата, но сепак дошло до кршење (одљуснување) на фасетниот порцелан. Неодамнешни студии на Aboushelib и сop. (2005)¹⁹⁹ и Fischer и сop. (2009)²⁰⁰ покажале дека температурната експанзија и температурата на трансформација на фасетниот порцелан може да имаат влијание на цврстината на целосно керамичките изработки. Процесот на ладење има влијание врз создавањето на заостанати напони во примероците. Во студијата на Taskonak и сop. (2008)²⁰¹, примероците кои бавно се ладеле имале значително пониски напони на грешки отколку примероците со брзо ладење. Заостанатите напони на компресија ја зголемуваат цврстината на свиткување на циркониумските материјали. Сепак, заостанатите напони предизвикани од нерамномерно ладење кај примероците може да бидат причина за кршење (одљуснување) на керамичкиот слој кога е присутно оштетување на површината. Swain (2009)²⁰² објаснил дека нерамномерната распределба на топлина, исто така, може да доведе до недоволно горење на фасетната керамика и може да предизвика појава на пори во фасетниот порцелан и пресекот на порцелан/керамика и да доведе до одљуснување. Во својата студија, Sailer и сop. (2009a)¹⁹⁸ докажале дека рапавоста на фасетната керамика предизвикана од оклузалната функција или мелење е поврзана со одљуснување на фасетниот порцелан.

Во нашата студија испитувани (оптоварувани) беа само целосно керамички циркониумски капици токму поради поделените мислења и недокажаните

тврдења по однос на влијанието на фасетниот порцелан врз фрактурната отпорност.

И во студиите на Webber и сор. (2003)¹³⁹ и Beuer и сор. (2008b)¹⁰⁵, капиците не биле фасетирани со порцелан, бидејќи сè уште не е потврден ефектот на фасетниот порцелан врз отпорноста на лом на целосно-керамичките изработки. Всушност, овие автори сметаат дека фрактурата на повеќе слојна коронка започнува во нејзиниот најслаб дел. Во две засебни студии, Aboushelib и сор. (2006)²⁰³ и Zahran и сор. (2008)¹³² објаснуваат дека во случај поцврста субструктура да е фасетирана со послаб порцелан, тогаш ломот обично ќе се појави во слабиот фасетен порцелан или во врската меѓу капицата и фасетниот порцелан. Дополнително, постапките на фасетирање може всушност да предизвикаат фактори (недостатоци, пукнатини или внатрешни напони) кои влијаат на резултатите од механичките испитувања²⁰⁴. Miranda и сор. (2001)²⁰⁵ тврдат дека недостатоците играат главна улога во фрактурната отпорност на кртите материјали. Затоа во оваа студија се оптоварувани целосно керамички капици без фасетен порцелан.

Во студијата на Guazzato и сор. (2004b)³⁸, било покажано дека кога се зголемува оптоварувањето, пукање на порцеланот на горната фасетна површина се јавува пред да се јави фрактура на основниот материјал.

Најчестиот технички проблем во сите студии за циркониумските изработки е мало кршење (одљуснување) или фрактура на фасетната керамика^{196,206}. Високото присуство на кршење на фасетната керамика може да се должи на употребата на нови ниско-врзувачки керамики кои имаат коефициент на термално ширење компатибилен со цирконијата ($>11 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$). Истите автори сметаат дека тие имаат слаби механички особини, посебно ниска фрактурна цврстина и отпорност на свиткување. Дополнително, основата изработена со CAD/CAM може да резултира со недоволна оклузална форма за поддршка на фасетната керамика. Можен е и несоодветен однос меѓу фасетот и основата²⁰⁷.

Клинички гледано, компликациите на фиксните циркониумски изработки се кршењето на фасетната керамика, секундарен кариес, потребата од ендодонтски третман и техничките компликации како што се маргинално отстојување, дисколоритет околу цервикалниот дел, губење на цементот или

фрактура на субструктурата предизвикана од оптоварување^{208,209}. Кршењето (одљуснувањето) на фасетниот порцелан се јавило кај 6-13% кај фиксните циркониумски изработки после три години употреба⁷⁴ и кај 15% после пет години употреба⁷⁵. Во студијата на Larsoo и сор. (2006)²¹⁰, процентот на кршење бил 54% после една година употреба. Веројатноста за успешност на фасетната керамика после период од четири години била 88-91% во студијата на Roediger и сор. (2010)²¹¹. Сепак, забележано е и кршење на фасетната керамика¹⁹⁸. Забележано е добро периодонтално здравје околу циркониумските фиксни изработки²¹². Во клиничката студија за маргинално налегнување на фиксните изработки, средниот маргинален зазор кај циркониумските фиксни изработки бил 65 μm , а кај метал-керамичките фиксни изработки 54 μm ²¹³. Забележани се и клинички неприфатливи зазори кои довеле до појава на секундарен кариес¹⁹⁶.

Непосредно пред цементирање, потребно е да се изврши одредена подготовка на носачите и примероците кои ќе се испитуваат за да се овозможи добра врска меѓу субструктурата и цементот.

Бондирањето на циркониумските субструктури треба да се заснова на микромеханичко и хемиско врзување бидејќи микромеханичката ретенција дава поддршка на хемиското врзување и ако бондирањето се базира само на хемиски компоненти, тогаш во влажна средина каква што е во устата може да се јави одредено нарушување на врзувањето²¹⁴. За подобро бондирање меѓу циркониумскиот материјал и цеменот, може да се изврши и претходна подготовка на внатрешната површина на циркониумската субструктура²¹⁵. Абразијата (пескарењето) со честички со воздух под притисок се покажала како добра метода за чистење и рапавање на површината на цирконијата после процедурите за клинички проби, бидејќи контаминацијата со плунка е познато дека ја намалува цврстината на бондирање²¹⁶. Трибохемиско прекривање со силика е систем на формирање на слој на силика на површината на циркониумската керамика со абразија со честички со воздух под притисок со алуминиумски честички покриени со силика. На површината на циркониумска субструктура покриена со силика може да се користи силиан, со што се постигнува ефикасно хемиско бондирање. Сепак, неодамнешните истражувања покажуваат дека трибохемиско прекривање со силика создава цврсто врзување со некои циркониумски керамики, додека слојот од силика честички не се врзува најдобро со површината на погуст

циркониумски керамики²¹⁷. Неодамна е воведена модифицирана циркониумска површина за подобра јачина на врзување. При оваа постапка, пре-синтеруваните капици се брусени и густы со содржина на прашок од циркониумска керамика, а на внатрешната површина од капицата се нанесува создавач на пори. Кога капицата е синтерувана, тогаш на внатрешната површина има многу микромеханички пори за кој се врзува цементот²¹⁸.

Сепак, абразијата со честички под притисок и премачкувањето со *tribochemical silica* може да имаат штетно дејство на третираната површина на цирконија преку појава на микрорукнатини. Ова може да ја намали цврстината на керамиката²¹⁹. Во студиите на Kern²¹⁷, Yang и сор.²¹⁶, абразијата со воздух со низок притисок ја намалува рапавоста на површината без да влијае на цврстината на врзување на циркониумската субструктура на долг рок, а цврстината на врзување останува на исто ниво споредено со најчесто употребуваниот третман со воздушна абразија. Абразија со воздух со низок притисок се постигнува со честички Al_2O_3 од 50 μm при притисок од 0,05 МПа, додека најчесто користен притисок е 0,25 МПа. Со абразија со низок притисок на воздухот се намалува појавата на можни грешки во површината.

Постојат и спротивставени мислења. Derand и сор. (2000)²²⁰ навеле дека нетретираны циркониумски капици цементираны со цинк фосфат покажале сигнификантно повисока ретенција отколку капиците со воздушно абрадирана површина и со тоа покажале дека воздушната абразија ја намалува ретенцијата на циркониумски и алуминиумски капици. Derand и сор. (2000)²²⁰ го извршиле нивниот експеримент со челични абатменти орапавены со воздушна абразија со површина од 112 mm^2 , која ќе обезбеди многу висока механичка ретенција. Оваа механичка ретенција може посебно да ја подобри ретенцијата на конвенционалните цементи-лепацы (цинк-фосфатен цемент). Исто така, притисокот користен при воздушната абразија на цирконијата бил релативно висок (5 bar) споредено со притисокот користен во оваа студија (2,5 bar). Воздушната абразија со висок притисок може да ја ослабне површината за цементирање на цирконијата и да доведе до ослабнување на ретенцијата.

Стакло-керамиките или силика-керамиките како што се фелспатната, леуцитната и литиум-дисиликатната керамика се чувствителны на киселина. Затоа

најчести опции за третирање на површината се јеткање со киселина, силанизација, воздушна абразија со алуминиум оксид или комбинација од овие методи. Јеткање со раствор од хидрофлуоридна киселина и закиселен фосфатен флуорид се најчесто употребувани методи според денталната литература, бидејќи може да предизвикаат соодветна текстура и рапавост на површината кај мазните керамики. Киселината ја раствора мазната фаза и прави порозна нерамна површина. Ова доведува до зголемување на површината и подобрување на микромеханичката ретенција²²¹.

Иако јеткањето успешно се користи за зголемување на цврстината на бондирање на силика-керамиките, оваа техника не ја зголемува цврстината на врзување на стакло-алуминиумот и стакло-керамиката и чистите алуминиум и циркониумски керамики. Ozcan и Vallittu (2003)²²² утврдиле дека стакло-керамиките јеткани со киселина имаат значително повисока цврстина на смолкнување на врската (26,4-29,4 МПа) отколку стакло-алуминиум керамиките (5,3-18,1 МПа) или циркониум диоксидот (8,1 МПа). Wona и sor. (2007)²²³ заклучиле дека со јеткање со 9,5% раствор на хидрофлуоридна киселина на површината на алуминиумска или циркониумска керамика во времетраење од 1 минута доведува до ниска затегнувачка јакост и цврстина на бондирање (3,5 МПа и 10,4 МПа) споредено со пескарење (7,6 МПа и 13,9 МПа) и премачкување со силика (10,4 МПа и 21,6 МПа).

Пескарење со честички на алуминиум оксид е алтернативна метода за создавање на микромеханичка ретенција. Оваа техника е користена во студија за зголемување на рапавоста на керамичките материјали со висока цврстина²²⁴.

Во нашето истражување примероците беа пескарени со 50 μm Al_2O_3 честички, во времетраење од 13 секунди, под притисок од 2,5 bar на растојание од 10 mm непосредно пред да бидат цементираны испитуваните циркониумски примероци (капици).

Пескарење со Al_2O_3 партикли со големина од 30-110 μm и притисок од 2,5-4 bar е основна подготвителна постапка пред цементирањето на денталните оксидни поликристални керамики, со која се отстрануваат нечистотиите од површината на керамиката, се зголемува површината на супстратот и се создава микроретенциона површината на циркониум оксидната керамика²¹⁴.

Пескарењето е постапка која се користи во стоматолошката протетика за подготовка на површините на субструктурите на протетските реставрации и ја зголемува цврстината на врската меѓу композитните цементи и сите видови оксидни дентални керамики²²⁵.

Yang и сор. (2007)²¹⁶, како и Kern и сор. (2009)²¹⁷ го препорачуваат и воведуваат пескарењето како обврзна и крајна постапка пред цементирањето на циркониум оксидната керамика за обезбедување на подобра ретенција.

Долгорочната клиничка успешност на керамичките изработки зависи од успешната атхезија меѓу керамиката и забната супстанца. За да се постигне висока цврстина на бондирање на цементот за керамиката, потребни се микромеханичко блокирање и хемиско врзување за површината на керамиката²²⁶.

Во практиката најчесто се користат цинк-фосфатниот, глас-јономерниот и композитниот смолест цемент, кои се употребени како лепаци-цементи за механичко, физио-хемиско и микро-механичко бондирање за забните структури²²⁷.

Атхезивно цементирање се препорачува за стакло керамичките изработки за да се подобри нивната отпорност на лом. Може да се користи за цементирање на изработки на база на Y-TZP, но не задолжително, бидејќи е тешко да се постигне врзување на смолата со Y-TZP керамиката²²⁸. Јеткањето и силанизацијата не се ефикасни во случај на Y-TZP, бидејќи таа не содржи стаклена фаза, а прекривањето со силика покажано е дека не обезбедува цврста врска со Y-TZP. Само системите за бондирање кои содржат посебен атхезивен мономер обезбедуваат прифатлива, истрајна и цврста врска со воздушно абрадираната Y-TZP. Може да се користат традиционалните лепаци (цементи), како глас-јономер, смолестите модифицирани глас-јономер и композитните смолести цементи. Дополнително, глас-јономер и композитните смолести цементи покажуваат подобра отпорност на оштетувања²²⁹.

Има повеќе студии за бондирање (врзување) на циркониумските субструктури за лепаци (цементите).

Композитните смолести цементи добиваат поголема популарност во клиничката употреба во последните години заради способноста да се врзат и за забната структура и за реставрацијата^{154,155}.

Врската на смолата за емајлот е микромеханичко врзување меѓу јетканите површини. Врската за дентинот е исто така микромеханичка, но многу покомплексна и обично бара неколку чекори пред апликација на прајмер за кој смолата хемиски се врзува¹⁵⁵.

Zidan и Ferguson (2003)¹⁵⁶ во својата студија сметаат дека смолестите лепила (цементи) обезбедуваат двојно појака ретенција отколку цинк-фосфатниот или конвенционалните цементи и затоа имаат индицирана употреба кај препаратите со поголем агол на вкупна конвергенција (поголемо закосување) за целосно керамички изработки.

Пред да се пристапи кон оптоварување, во нашата студија капиците беа цементирани за соодветните абатменти (носачи) со три различни видови на цементи. Беа користени цинк-фосфатен цемент, глас-јономер цемент и композитен смолест цемент. Од анализата на добиените вредности се утврдува дека кај сите видови на препарации, силата на лом беше најмала кај групата примероци цементирани со глас-јономер цемент ($467,14 \pm 15,6$ N; $522,43 \pm 20,9$ N; $799,0 \pm 31,6$ N; $1216,71 \pm 56,9$ N) за $ABK=12^\circ$ и ($395,29 \pm 14,3$ N; $439,71 \pm 21,1$ N; $630,43 \pm 35,8$ N; $897,86 \pm 31,1$ N) за $ABK=28^\circ$. Најголема отпорност е утврдена кај капиците од групата цементирани со композитен смолест цемент ($589,57 \pm 15,2$ N; $781,57 \pm 21,9$ N; $972,14 \pm 17,6$ N; $1478,71 \pm 37,1$ N за $ABK=12^\circ$ и $475,00 \pm 14,5$ N; $653,71 \pm 17,9$ N; $942,14 \pm 26,7$ N; $1165,14,71 \pm 19,8$ N за $ABK=28^\circ$). Врз основа на добиените резултати се потврдува работната Хипотеза 6 дека изработките цементирани со композитен смолест цемент покажуваат најголема фрактурна отпорност во однос на другите два типа на користен цемент (глас-јономер и цинк-фосфатен).

Wegner и Kern²³⁰ откриле дека изработките од итриум-оксид делумно стабилизирани циркониумска керамика (YPSZ) може да се цементираат неатхезивно или атхезивно со само-зацврстувачки композит Panavia 21 или двојно-зацврстувачки композит Panavia F (Kuraray). Исто така, заклучиле дека долготрајно бондирање може да се постигне со смолести композитни цементи на

воздушно абрадирана површина на циркониумски субструктури без силикација или силанизација на површината.

Иако клиничките студии покажале сериозни грешки поврзани со губењето на ретенцијата кога се користеле конвенционални цемента, производителите декларираат дека изработките од циркониумска керамика може успешно да се цементираат било со конвенционалните било со атхезивните цемента. Повеќе автори, исто така, сугерираат користење на конвенционални цемента за изработки од циркониумски керамики и дека ретенцијата кај конвенционалните цемента може да биде иста, па и подобра отколку кај атхезивните смоли²³¹.

Уо и сор. (2006)²³² ја испитувале цврстината на смолкнување на врската кај циркониумските керамички примероци (Denzir), изработени во правоаголна форма, цементирани заедно со три цемента: цинк-фосфатен, глас-јономер и атхезивен смолест композитен цемент. Тие откриле дека смолестиот композитен цемент дава сигнификантно повисока цврстина на бондирање отколку глас-јономер цементот. Глас-јономер цементот покажал сигнификантно повисока цврстина на врската од цинк-фосфатниот цемент.

Soderholm и сор. (2003)²³¹ ја оценувал ретенцијата на два целосно керамички системи (алуминиум оксид Procera и циркониум оксид Denzir) цементирани на метални абатменти со цинк-фосфатен семен како единствен цемент во студијата. Базирано на добри клинички резултати на Procera коронките цементирани со цинк-фосфатен цемент и споредените резултати на двата керамички системи, Soderholm и сор.²³¹ предвиделе дека Denzir коронките цементирани со цинк-фосфатен цемент клинички ќе се однесуваат добро. Сепак, Soderholm и сор.²³¹ во оваа студија користеле метални абатменти со конвергенција од 3° и површина со многу висока механичка ретенција што може да ја подобри ретенцијата на коронката без разлика на користениот цемент. Ова ги објаснува повторно разликите со оваа студија.

Спротивно, Casson и сор. (2001)¹⁵⁷ заклучиле дека групата цементирана со цинк-фосфатен цемент имала поголема средна фрактурна отпорност (1216 N) отколку групите со глас-јономер (754 N) или смолест цемент (989 N). Друга студија на McCormick и сор. (1993)¹⁵⁸ покажала дека целосно керамичките коронки цементирани со цинк-фосфатен, глас-јономер и композитен смолест

цемент не покажале статистички сигнификантни разлики во вредностите на фрактурна отпорност.

Традиционалното атхезивно цементирање, кое се користи кај силикатните керамики, не било ефективно кај поликристалните керамики (циркониумска и алуминиумска) со висока цврстина. За да се реши овој проблем, клинички во моментот се користат неколку технологии за модификација на површината²³³.

Смолестиот цемент се чини дека е еден од најдобрите начини за цементирање на циркониумските изработки²¹⁴. Секако, цементирањето може да биде направено и со цинк-фосфатен и глас-јономер цемент. Кога се споредува цврстината на врзување на циркониумски капици цементирани со смолест цемент и цинк-фосфатен цемент, вториот покажува пониски вредности за цврстината на врзувањето. Покажано е дека цврстината на врзување на цирконијата опаѓа со користење на следниве цементи: смолест композитен цемент > глас-јономер цемент > цинк-фосфатен цемент²³². Намалувањето на цврстината на врзување се надоместува со добра ретенција и отпорност на субструктурите.

Клинички, фрактура на коронките вообичаено настанува под дејство на комплексни типови на оптоварување.

Статичкото и монотонично аксијално механичко оптоварување може да даде минимално повисоки вредности на цврстината споредено со цикличното оптоварување. Притоа, разликите во добиените резултати не покажуваат статистичка сигнификантност. Во студијата на Rekow и сор. (2007)¹⁶⁸, забележани се радијални пукнатини при аксијално единечно оптоварување, кои водат кон деградација (нарушување) на механичките особини на изработките.

Во студијата на Ваган и сор. (2001)²³⁴, примероците беа оптоварувани до лом во единечен циклус, а оштетувањата се јавиле поради ширење на пукнатините.

Во нашиот докторски труд, апликацијата на сила беше вршена во аксијален правец, со движење на вертикалниот дел од универзалната тестирачка машина. Брзината на движење беше 0,5 mm/min, со почетна апликација на сила од 30 N, а капиците (примероците) беа оптоварувани со континуирано зголемување на силата до појава на фрактура.

Долготрајноста и издржливоста да се спротивставуваат на силите на цвакопритисокот всушност претставува и успешност на целосно керамичките изработки.

Неколку клинички студии покажале дека циркониумските субструктури имаат доволна цврстина при употребата, а одлична е и успешноста на изработките^{206,208}. Успешноста на фиксните циркониумски изработки се движи од 74% до 97%^{75,212,235} во период на набљудување од една до пет години. Фиксните циркониумски керамички изработки, споредено со метал-порцелан, покажале слична успешност¹⁹⁸. Во студијата на Wolfart и сор. (2009)²³⁶ успешноста на циркониумските изработки во период на набљудување од четири години била 92%.

Од гледна точка на издржливоста на материјалот, метал-керамичките изработки може да издржат оптоварување од повеќе од 1400 N пред да се појави првото кршење (одљуснување) на фасетниот материјал. После цикличен замор, цврстината се намалува за околу 50%²³⁷. Затоа се препорачува целосно керамичките изработки во постериорната регија да се користат како можен третман само доколку нивната минимална фрактурна отпорност изнесува 1000 N (без оптоварување со замор), така што ќе има доволно разлика (резерва) до просечните сили на мастикација во постериорната регија, а нивната оптимална отпорност е и двојно поголема од нивната минимална фрактурна отпорност²³⁸.

Долготрајноста на изработките е битен фактор кога со пациентот се разговара за опциите за третман. Издржливоста и процентот на успешност најчесто се користат за да се оцени долготрајноста на изработките. Издржливоста покажува дали изработката функционира во рамките на посакуваното. Успешноста пак покажува дека изработката останува непроменета без третман во текот на периодот на набљудување. Успешниот резултат е присуство на сите три аспекти: здравје, функција и естетика²³⁹.

За да се биде клинички успешен, целосно керамичките изработки мора да постигнат долготрајност и висока издржливост, слична на метал-керамичките изработки, кои во моментот се користат за високо естетски изработки во постериорната регија. Според анализите, процентот на успешност на метал-керамичките коронки во период од 5 години бил 95,6%, а на целосно керамичките

коронки 93,3%. Најчестите компликации кај целосно керамичките и кај метал-керамичките изработки биле губење на виталноста на пулпата на забите носачи и кариес²⁴⁰.

Од испитувањата на циркониумски фиксни парцијални изработки добиени се вредности за процентот на издржливост од 73,9-100% во период од 2-5 години^{196,206,207}. Сепак, петгодишен период се смета за релативно кус. Систематските испитувања покажуваат дека метал-керамичките фиксни парцијални изработки имаат среден процент на издржливост од 94,4 % во период после пет години. Вредностите се движат од 91 до 97,9%²⁴¹. Издржливоста на IPS Empress 2 мостови била 70% за пет години, што претставува малку пониска вредност од останатите изработки²⁴². Мостовите од In-Ceram имале издржливост од 90% после пет години²⁴³.

Резултатите се во согласност со оние од студијата спроведена од Tinschert и сор. (2000a)⁹⁹, кои забележале сила на лом од 2289 N за изработки, цементираны на метални абатменти, без циклично оптоварување. Девиијациите во забележаните сили на лом може да се објаснат со различните тест методи, материјали за абатментите, процедурите на цементирање или дизајнот на мостовите.

Циркониумските изработки обезбедуваат задоволителна стабилност и добри клинички перформанси во поглед на фрактурната отпорност, маргиналниот интегритет, маргиналниот дисколоритет и секундарен кариес^{196,206,207}. Во две студии е заклучено дека целосно керамичките изработки сè уште биле во употреба без кариес и со 100% издржливост после период од 2-3 години^{206,207}. Најдени се само мали компликации како одљуснат фасетен процелан.

Од анализата на повеќе студии кои испитувале фрактурна отпорност на целосно керамички системи се гледа дека резултатите се разликуваат. Ова е бидејќи испитувањето на оклузална фрактурна отпорност на коронки не е стандардна процедура како испитување на свиткување на точно геометриски дефиниран испитен примерок. Како што наведуваат повеќе автори^{137,139}, на резултатите на отпорноста на лом на целосно керамичките системи може да влијаат повеќе различни фактори: микроструктурата на керамичкиот материјал, типот на препарација, формата и дебелината на изработката, големината и дистрибуцијата на површинските недостатоци, големината, насоката и локацијата

на аплицираната сила, методите на цементирање, модулот на еластичност на компонентите на изработката и уловите на чување пред испитување на лом.

Описот на класификацијата на типовите на фрактури од Burke i Watts (1994)²⁴⁴ била корисна за разграничување меѓу минимална штета на материјалот на коронките и сериозно оштетување. Испитувањето на типовите на фрактура на примероците во оваа студија покажале дека 80% од Procera AllCeram, 70% од Turkom-Cera и 20% од In-Ceram коронките имале минимални оштетувања.

Во нашата студија, согласно класификацијата на Burke и Watts²⁴⁴ (Табела 2, Слика 37), се разгледуваа пет можни типови на фрактури и тоа: минимална фрактура (фрактурна линија); оштетување или отпаѓање на помалку од половина капица, фрактура низ средината (оштетување или отпаѓање на половина капица), оштетување или отпаѓање на повеќе од половина капица и целосна фрактура на капицата или абатментот.

Кај експерименталните примероци на капици изработени на абатменти со тангенцијална препарација и $ABK=12^\circ$, најзастапен беше типот на фрактура 1 со 61,8%, односно минимална фрактура на капицата. Во оваа група немаше појава на фрактури од типот 3 и 4.

Во групата 2 на примероци најчест беше типот на фрактура 1 со 52,4%, односно минимална фрактура на капицата. Најмалку застапен беше типот 4 на фрактура – оштетување на повеќе од половина капица со вкупно 1 случај или 4,8%.

Во група 3, 4 и 5, исто така, најзастапен тип на фрактура беше минимално оштетување (фрактура) на капицата со 52,4%, 71,4% и 57,1% соодветно.

Во група 6 од експерименталните примероци (капици изработени на абатменти со препарација со правоаголна стапалка и $ABK=28^\circ$, типот 1 на фрактура беше најзастапен со 47,6%, додека втора по застапеност беше целосната фрактура на капицата (тип 5) со 23,8%.

Кај капиците изработени на абатменти со препарација со олуковидна стапалка и $ABK=28^\circ$ најчесто присутен беше типот на фрактура 1 со 61,9%, а

оштетување на помалку од половина капица беше забележано кај 14,3% од примероците.

Во последната осма група на капици беше сретната порамномерна распределба на типовите на фрактури кај примероците и тоа 38,1%, 28,6% и 23,8% за типови на фрактура 1, 2 и 5 соодветно.

Од анализата на сите добиени резултати во нашето испитување може да се увиди дека најчест тип на фрактура која се среќаваше во сите групи на испитувани примероци беше типот 1 со минимално оштетување на капиците, додека најмалку застапен беше типот на фрактура 3 и 4.

8. ЗАКЛУЧОК

Цирконијата претставува материјал за изработка на безметални фиксни протетски изработки со најдобри механички особини и најголема цврстина и со право е наречена и “ceramic steel”, токму поради нејзината цврстина која е слична на челикот.

Во оваа докторска студија ја проучувавме механичката отпорност на безметалните циркониумски изработки во бочната регија во зависност од:

- видот на препарација на носачите (абатментите),
- аголот на вкупна конвергенција,
- присуство и влијание на “ferrule effect”,
- употребата на најчесто користени 3 вида на цемент: цинк-фосфатен, глас-јономер и композитен смолест цемент.

Врз основа на добиените резултати сумирани се следниве заклучоци:

1. Линиската препарација која е користена за препарација на носачите на безметалните циркониумски изработки овозможува најмала механичка отпорност на овие изработки споредено со оние препарирани со стапалки.
2. Безметалните коронки на забите во бочната регија поставени на препарации со правоаголна стапалка имаат помала способност да се спротивстават на мастикаторните сили отколу коронките изработени на абатменти препарирани со олуковидна и длабока олуковидна стапалка.
3. При споредувањето на механичката отпорност на целосно керамичките изработки на абатменти со препарација со олуковидна и длабока олуковидна стапалка, поголема сила на лом покажуваат оние со длабока олуковидна стапалка.
4. Препарација со длабока олуковидна стапалка обезбедува најдобра механичка отпорност на циркониумски безметални изработки. Како таква може да биде користена во секојдневната клиничка практика за

обезбедување на поквалитетни безметални фиксно-протетски реставрации.

5. Присуството на “ferrule” кај абатментите (носачите) препарирани со стапалки, односно, создавањето на “ferrule effect”-от во пределот на вратот на забот значително дополнително ја зголемува способноста за спротивставување на силите на цвакопритисок на безметалните изработки во бочната регија.
6. Аголот на вкупна конвергенција на препарираниите заби носачи е обратно пропорционален со механичката отпорност, односно со негово зголемување се намалува отпорноста на лом кај безметалните фиксно-протетски изработки.
7. За цементирање на безметалните фиксно-протетски изработки може да бидат користени конвенционалните цементи и тоа: цинк-фосфатните и глас-јономерните, но цементирањето со композитните смолести цементи е еден од најдобрите начини за цементирање на циркониумските изработки, бидејќи изработките цементирани со него покажуваат поголема фрактурна отпорност споредено со глас-јономер и цинк-фосфатниот цемент.

Добиените резултати од испитувањата во овој труд ќе бидат од исклучителна значајност доколу се применат во секојдневната стоматолошка практика како подобрени методи и доктрини, кои ќе допринесат за поквалитетни безметални естетски и функционални реставрации, што воедно претставува и апликативна цел на оваа докторска дисертација.

9. ЛИТЕРАТУРА

- 1 Drummond, J.L. *In vitro* aging of yttria-stabilized zirconia. *J. Am. Ceram. Soc.* 1989, 72, 675-676.
- 2 Kelly J.R., Benetti P. (2011). "Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice." *Aust Dent J* 56 Suppl 1: 84-96.
- 3 Toksavul, S., and Toman M. (2007). A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *Int J Prosthodont*; 20 (2): 168-172
- 4 Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (2000). Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 53: 304-313
- 5 Donovan T, Winston W. Chee I. Cervical margin design with contemporary esthetic restorations. *Dental Clinics of North America*. 2004;48 (2):417-31
- 6 Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto I. Contemporary fixed prosthodontics. 4rd ed. St.Louis: Mosby; 2006. p. 165-270.
- 7 Schillingburg HT, Jacobi R, Bracket SE. Fundamentals of tooth preparations. Chicago: Quintessence publishing co; 2000. p. 119-211.
- 8 Гугувчевски ЈБН. Биомеханика на цвакалниот систем. Скопје: Академски печат; 2011. стр. 190-198.
- 9 Zuckermann G. R. (1996). Practical considerations and technical procedures for post-retained restorations. *Journal of prosthetic dentistry* 75, 135
- 10 Qualtrough AJ, Wilson NH, Smith GA (1990). Porcelain inlay: a historical view. *Oper Dent* 15(2):61-70.
- 11 Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75(1):18-32.
- 12 Jones DW (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 29(4):621-44.
- 13 Anusavice KJ (2003c). Dental ceramics. In 'Phillips' Science of dental materials'. (Ed. KJ Anusavice) pp. 655-719. Saunders, Missouri, USA.

- 14 Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JWV (2003). Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by three-point bending test. *Acta Odontologica Scandinavica* 61, 87-92.
- 15 Jones DW (1985). Development of Dental Ceramic: An historical perspective. *Dental Clinics of North America* 29, 621-644.
- 16 Holand, W.; Schweiger, M.; Rheinberger, V.M.; Kappert, H. Bioceramics and their application for dental restoration. *Adv. Appl. Ceram.* 2009, 108, 373-380.
- 17 Mackert, J.R., Jr. Effect of thermally induced changes on porcelain-metal compatibility. In *Perspectives in Dental Ceramics, Proceedings of the Fourth International Symposium on Ceramics*; Preston, J.D., Ed.; Quintessence Publishing Co., Inc.: Chicago, IL, USA, 1988; pp. 53-64.
- 18 McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2000 Feb;83(2):216-22.
- 19 Christie T, Brathwaite B (1999). 'Mineral commodity report 19: Beryllium, Gallium, Lithium, Magnesium, Iridium and Zirconium.' Institute of geological and nuclear sciences Ltd, No. 19, New Zealand Mining
- 20 Kreidl NJ (1942) Zirconium oxide and thorium oxide in ceramics. *Journal of the American Ceramic Society* 25, 129-141.
- 21 Herzfeld H (1916) German Patent 290,878 (May 29, 1914). *Journal of The Society of Chemical Industrial* 35, 634.
- 22 Heiserman DL (1992) 'Exploring Chemical Elements and Their Compounds, McGraw Hill, New York.
- 23 Piconi C, Maccauro G (1999). Review zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20, 1-25.
- 24 Helmer JD, Driskell TD (1969) 'Research on bioceramics. ' Symposium on use of ceramics as surgical implants, Clemson, South Carolina, Clemson University
- 25 Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 7, 73-80.

- 26 Kohal RJ, Klaus G (2004) A zirconia implant-crown system: a case report. *The International Journal of Periodontics&Restorative Dentistry* 24, 147-153.
- 27 Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L, Hammerle C (2005). Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials* 21, 930-937.
- 28 Subbarao EC. Zirconia-an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. Science and technology of zirconia. Columbus, OH: The American Ceramic Society; 1981. p. 1– 24.
- 29 Anderson JC, Leaver KD, Rawlings RD, Alexander JM (1990). 'Material Science', Chapman and Hall, London.
- 30 Scott HG (1975) Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of Materials Science* 10, 1527-1535.
- 31 Gupta TK, Bechtold JH, Kuznicki RC, Cadoff LH, Rossing BR (1977). Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *Journal of Materials Science* 12, 2421-2426.
- 32 Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1975). Ceramic steel. *Nature* 258, 703-704.
- 33 Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials* 15, 426-433.
- 34 Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP (2005). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry* 1-12.
- 35 Chevalier J, Cales B, Drouin JM (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 82:2150-54.
- 36 Deville S, Chevalier J, Dauvergne C, Fantozzi G (2005). Microstructural investigation of the aging behaviour of (Y-TZP)-Al₂O₃ composites. *Journal of the American Ceramic Society* 88, 1273-1280.
- 37 Porter DL, Heuer AH (1977). Mechanisms of toughening partially stabilized zirconia (PSZ). *Journal of the American Ceramic Society* 60, 183-184.

- 38 Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004b). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials* 20, 441-448.
- 39 Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T (1981). Phase change and mechanical properties of ZrO_2 - Y_2O_3 solid electrolyte after ageing. *Solid State Ion* 3/4:489-93.
- 40 Lawson S (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 15:485-502.
- 41 Schmauder S, Schubert H (1986). Significance of internal stresses for the martensitic transformation in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals during degradation. *J Am Ceram Soc* 69:534-40.
- 42 Swab JJ (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 26:6706-14.
- 43 Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 24(3):299- 307.
- 44 Yoshimura M (1988). Phase stability of zirconia. *Am Ceram Soc Bull* 67:1950-55.
- 45 Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S (1987). Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci L*. 6:465-67.
- 46 Sato T, Shimada M (1985). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO_2 polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* 68:356-59.
- 47 Chevalier J, Gremillard L (2008). Zirconia ceramics. In: *Bioceramics and their clinical applications*. T Kokubo editor. Cambridge: Woodhead Publishing Limited, pp. 243-65.
- 48 Deville S, Chevalier J (2003). Martensitic relief observation by atomic force microscopy in yttria-stabilized zirconia. *J Am Ceram Soc* 86:2225- 27.
- 49 Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27(4):535-43.
- 50 Cales B, Stefani Y, Lilley E (1994). Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res* 28(5):619- 24.

- 51 Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, et al. (1993). Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res* 27(6):729-34.
- 52 Takagi H, Nishioka K, Kawanami T, al e. The properties of a closely sintered zirconia. *Ceram Forum Int* 1985;62:195-98.
- 53 Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials* 18, 590-595.
- 54 Hansen PA, West LA (1997) Allergic reaction following the insertion of a PD-CU-AU fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont* 6: 144-148
- 55 Kelly JR (2004) Denal ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 48: 513-530
- 56 Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K (2005) All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 32: 180-187
- 57 Claudia Angela et al. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. *Advances in Ceramics* 2010: 397-420.
- 58 Gavelis JR, Mornecy JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparation on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent*. 1981 Feb; 45(2):138-45 [PubMed]
- 59 Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contemp Dent Pract* 2005; 6: 54-63.
- 60 Duret F, Blouin J.L.; Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* 1998, 117, 715-720
- 61 Taylor D.; Henderson C.M.B. The thermal expansion of the leuite groupe of minerals. *Am. Mineral.* 1968, 53, 1476-1489
- 62 Filser, F.T. Direct ceramic machining of dental restorations. Ph.D. Thesis; Swiss Federal Institute of Technology: Zurich, Switzerland, 2001.

- 63 Filser, F.; Kocher, P.; Gauckler, L.J. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom.* 2003, 23, 382–390.
- 64 Denry, I.; Kelly, J.R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater.* 2008, 24, 299–307.
- 65 Hannink, R.H.J.; Kelly, P.M.; Muddle, B.C. Transformation toughening in zirconia containing ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.* 2000, 83, 461–487.
- 66 Garvie, R.C.; Hannink, R.H.; Pascoe, R.T. Ceramic steel? *Nature* 1975, 258, 703–704.
- 67 Porter, D.I.; Heuer, A.H. Mechanisms of toughening partially stabilized zirconia (PSZ). *J. Am. Ceram. Soc.* 1977, 60, 183–184.
- 68 Green, D.; Hannink, R.; Swain, M. *Transformation Toughening of Ceramics*; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 1989, 137–144.
- 69 Ruiz, L.; Readey, M.J. Effect of heat-treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *J. Am. Ceram. Soc.* 1996, 79, 2331–2340.
- 70 Heuer, A.H.; Claussen, N.; Kriven, W.M.; Ruhle, M. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J. Am. Ceram. Soc.* 1982, 65, 642–650.
- 71 Heuer, A.H.; Lange, F.F.; Swain, M.V.; Evans, A.G. Transformation toughening: An overview. *J. Am. Ceram. Soc.* 1986, 69, i–iv.
- 72 Chevalier, J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006, 27, 535–543.
- 73 Kelly, J.R.; Denry, I. Stabilized zirconia as a structural material. *Dent. Mater.* 2008, 24, 289–298.
- 74 Sailer, I.; Feher, A.; Filser, F.; Luthy, H.; Gauckler, L.J.; Scharer, P.; Hammerle, C.H.F. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006, 37, 685–693.
- 75 Sailer, I.; Pjetursson, B.E.; Zwahlen, M.; Hammerle, C.H.F. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin. Oral Implan. Res.* 2007, 18, 86–96.

- 76 Isabelle Denry et al. State of the art zirconia for dental applications. *Dental Materials Journal* 2008; 24: 299-307.
- 77 Fernanado Zarone et al. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials* 2011; 27: 83-96.
- 78 Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999; 30:383-92.
- 79 Nissan, J., Narobai, D., Gross, O. et al, Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:1102–1107.
- 80 Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(6):605-14.
- 81 Andreiotelli, M.; Wenz, H.J.; Kohal, R.J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin. Oral Implan. Res.* 2009, 20, 32–47.
- 82 Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M (1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 8: 113-118
- 83 Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004;75(9):1262-8.
- 84 Kohal RJ, Klaus G, Strub JR (2006). Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clinical Oral Implants Research* 17, 565-571.
- 85 Tripodakis AP, Dental aesthetics, "oral personality" and visual perception. *Quintessence Int* 1987; 18: 405-18
- 86 Rimondini L, Cerroni L, Carraci A, Torricelli P (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 793-798.

- 87 Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 17: 285-290.
- 88 Sundh A, Molin M, Sjogren G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials* 21, 476-482.
- 89 Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 35: 297-303.
- 90 Haraldson, T., Carlsson, G.E. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*. 1977;85:200-208.
- 91 Nakamura T, Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, (1993). Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res* 27: 729-734.
- 92 Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G (2000). In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont*; 13: 387-391
- 93 Ebert J., Ozkol E., Zeichner A., Uibel K., Weiss O., Koops U., Telle R., Fischer H. (2009). "Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia." *J Dent Res* 88(7): 673-676.
- 94 Luthardt RG et al (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials* 20, 655-662.
- 95 Persson AS, Andersson M, Oden A, et al.: Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater*. 2008; 24: 1123-1130.
- 96 Tinschert J, Natt G, Spiekermann H (2001b). Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. *Dent Praxis* 12: 293-309.
- 97 Denry IL, Kelly JR (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 24, 299-307.

- 98 Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B (1999). Zirconia-TZP and alumina—advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 7: 113-119.
- 99 Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H (2001a). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 14: 231-238.
- 100 Fischer J., Stawarczyk B., Hammerle C.H. (2008). "Flexural strength of veneering ceramics for zirconia." *J Dent* 36(5): 316-321.
- 101 Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM (2004). Maximal bite forces in healthy young adults are predicted by surface electromyography. *Journal of Dentistry* 32, 451-457.
- 102 Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behaviour of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:115-23.
- 103 Probst L (1993). Survival rate of In-Ceram restorations. *Int J Prosthodont* 6: 259-263.
- 104 Gardner FM. Margins of complete crowns--literature review. *J Prosthet Dent* 1982;48(4):396-400.
- 105 Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W (2008b). Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J*; 27 (3): 362-367
- 106 Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008a). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*; 204 (9): 505-511
- 107 Sulaiman F, Chai J, Jameson L.M, Wozniak W.T (1997). A Comparison of the Marginal Fit on In-Ceram IPS Empress and Procera Crowns. *Int J Prosthodont*; 10 (5): 478-484
- 108 Beuer F, Naumann M, Gernet W. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2009;101(4):239-47.
- 109 Kerschbaum T (1999). Kronen und Brücken: Langzeitergebnisse. In: Koeck B (Hg) *Kronen und Brückenprothetik* 4Auflage, Urban & Fischer Verlag, München. 380-391.

- 110 Paolo Francesco Manicone et al. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*. 2007; 35: 819-826.
- 111 Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C (1993). The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 51(2):323-31.
- 112 Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC (1986). Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 56(2):226-29.
- 113 Schwickerath H, Coca I (1987). Einzelkronen aus Glaskeramik. *Phillip J* 6(4):336-38.
- 114 Kappert HF (1996). Perspektiven für metallfreie Seitenzahnversorgung mit Kronen und Brücken. In: *Werkstoffkunde - Zahntechnik - Klinische Erfahrung*. Kappert HF editor. Quintessenz, Berlin, pp. 231-36.
- 115 Eichner K (1963). Messung der Kaukräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 18(17):915-24.
- 116 De Boever JA, McCall WD, Jr., Holden S, Ash MM, Jr. (1978). Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40(3):326-33.
- 117 Jäger K (1989). Aufbau und Test einer Messkette zur Kaukraftmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99(6):670-75.
- 118 Krejci I, Lutz F (1990). In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurations-systeme. 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100(12):1445-9.
- 119 Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G (1999). In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. *J Dent* 27(2):163-8.
- 120 Kern M, Strub JR, Lu XY (1999). Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26(5):372-8.
- 121 Ortorp A, Kihl M.L, Carlsson G.E (2009). "A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice". *J Dent* 37 (9): 731-736

- 122 Hogg KD. Load to fracture of different all- ceramic croown systems. IADR General Session 2004.
- 123 Mirkovic N, Gostovic AS, Lazic Z, Trifkovic B. Fracture toughness of zirconia ceramic crowns made by feather-edge tooth preparation design. *Vojnosanit Pregl* 2012; 69(7): 562–568.
- 124 Todorovic A. *Primena CAD/CAM technology in dental prosthetics*. Belgrade: Autorsko izdanje; 2005. (Serbian)
- 125 Kostic Lj. *Preparation of the menth and teeth for fixed restorations*. Belgrade: Nauka; 2005. (Serbian)
- 126 De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD/CAM produced All ceramic dental crown. *Dent Mater* 2005;21:242–51.
- 127 Jalalian E, Aletaha NS. The effect of two marginal designs (chamfer and shoulder) on the fracture resistance of all ceramic restorations, Inceram: An in vitro study. *J Prosthodontic Res*. 2011; 121-25
- 128 Jalalian E, Moghadam L. Compare the fracture resistance of 2 All ceramic systems, IPS e.max, IPS Empress. *J Dent (Shiraz University)* 2008;9:51–7.
- 129 Jalalian E, Rostami R, Atashkar B. Comparison of Chamfer and Deep Chamfer Preparation Designs on the Fracture Resistance of Zirconia Core Restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2011; 5(2):41-45
- 130 Jalalian E, Rostami R, Atashkar B. The Effect of Preparation Design on the Fracture Resistance of Zirconia Crown Copings (Computer Associated Design/Computer Associated Machine, CAD/CAM System). *J Dent (Tehran)*. 2011 Summer; 8(3): 123–129.
- 131 Jalalian E, Keshavarzi G. Comparison fo Heavy Chamfer and Shoulder Finish line Designs on Marginal Adaptation of All-ceramics IPS e.max press Restorations. *J Res Dent*. 2005;5(3)>53-7.
- 132 ZahranM, El-Mowafy O, Tam L, Watson P.A, Finer Y (2008). Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont*; 17 (5): 370-377

- 133 Waltimo A and Kononen M (1993) A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res*; 101: 171-175
- 134 Widmalm S.E and Ericsson S.G (1982). Maximal bite force with centric and eccentric load. *J Oral Rehabil*; 9: 445-450
- 135 Lundgren D and Laurell L (1986). Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. I. Bilateral and abutments. *J Oral Rehabil*; 13: 57-71
- 136 Potiket N, Chiche G, Finger IM. Invitro fracture strength of teeth restored with different All ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004.
- 137 Di Lorio D, Murmura G, Orsini G, Scarano A, Cupatis. Effect of margin design on the fracture resistance of procera All ceramic cores: an invitro study. *J Contemp Dent Pract* 2008;9:1-8.
- 138 Beuer F, Kerler T, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W. [Influence of veneering on the fracture resistance of zirconium restorations]. *Dtsch Zahnarztl Z* 2004;59:527-530. [German]
- 139 Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 154-160.
- 140 Proussaefs P. Crowns cemented on crown preparations lacking geometric resistance form. Part II: Effect of cement. *J Prosthodont* 2004; 13:36-41.
- 141 Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1988; 60:148-51.
- 142 Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN. The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence Int* 1985;16:191-4.
- 143 Annerstedt A, Engström U, Hansson A, Jansson T, Karlsson S, Liljhagen H, Lindquist E, Rydhammar E, Tyreman- Bandhede M, Svensson P, Wandel U. Axial wall convergence of full veneer crown preparations. Documented for dental students and general practitioners. *Acta Odontol Scand* 1996; 54:109-12.

- 144 Mack PJ. A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations. *J Oral Rehabil* 1980;7:255-65.
- 145 Weed RM. Determining adequate crown convergence. *Tex Dent J* 1980;98:14-6.
- 146 Smith CT, Gary JJ, Conkin JE, Franks HL. Effective taper criterion for the full veneer crown preparation in preclinical prosthodontics. *J Prosthodont* 1999;8:196-200.
- 147 Naumann M, Beuer F, Edelhoff D, Garnet W (2008). Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dental Materials Journal* 27, 814-820.
- 148 Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H (1998). In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *Journal of the California Dental Association* 26, 207-214.
- 149 De la Macorra J.C, Pradies G (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Invest*; 6: 198-204
- 150 Johnson G.H, Lepe X, Zhang H, Wataha J.C (2009). Retention of metal-ceramic crowns with contemporary dental cements. *J Am Dent Assoc*; 140 (9): 1125-1136
- 151 Tyas M.J, Burrow M.F (2004). Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J*; 49(3): 112-21
- 152 McCabe J.F, Walls A.W.G (2008). *Applied Dental Materials*. 9th ed. Oxford: Blackwell Pub.; p. 89-100, 267-285
- 153 Burke F.J.T (2005). Trends in Indirect Dentistry: 3. Luting Materials. *Dent Update*; 32: 251-260
- 154 Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*; 13: 60D-85D
- 155 Hill E.E (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am*; 51(3): 643-658
- 156 Zidan O, Ferguson G.C (2003). The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent*; 89: 565-571

- 157 Casson A.M, Jones J.C.G, Youngson C.C, Wood D.J (2001). The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. *J Dent*; 29: 539-544
- 158 McCormick J.T, Rowland W, Shillingburg H.T, Duncanson M.G (1993). Effect of luting media on the compressive strength of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int*; 24: 405-408
- 159 Kern M, Wegner SM (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials* 14, 64-71.
- 160 Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:19S-24S.
- 161 Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51(3):713-27, viii.
- 162 Sunder V, Kennedy C, Ewoldsen N. Cercon Zirconia: Conservative Options in Metal-Free Dentistry. Clinical Manual, DeguDent GmbH. 2007
- 163 Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials* 26 (2010): 807-820
- 164 Kapper H.F. New ceramic systems. Academy of Dental Materials. Proceedings Transactions 1996; 9: 180-99
- 165 Xible AA, de Jesus Tavaréz RR, de Araujo Cdos R, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2006 Mar; 95(3): 224-9
- 166 Luthardt R.G, Holzhu M, Rudolph H, Herold V, Schnapp J.V, Kuhlicsh E, Walter M.H. Reliability and properties of ground Y-TZP zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; 81: 487-91
- 167 Zeng K., Oden A., Rowcliffe D. (1998). "Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains." *Int J Prosthodont* 11(2): 183-189.
- 168 Rekow D., Thompson V.P. (2007). "Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses." *J Mater Sci Mater Med* 18(1): 47-56.

- 169 Sornsuwan T., Swain M.V. (2011). "Influence of occlusal geometry on ceramic crown fracture; role of cusp angle and fissure radius." *J Mech Behav Biomed Mater* 4(7): 1057-1066.
- 170 Cesar P.F., Yoshimura H.N., Miranda Junior W.G., Okada C.Y. (2005). "Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains." *J Dent* 33(9): 721-729.
- 171 Chen H.Y., Hickel R., Setcos J.C., Kunzelmann K.H. (1999). "Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns." *J Prosthet Dent* 82(4): 468-475.
- 172 Benetti P., Pelogia F., Valandro L.F., Bottino M.A., Bona A.D. (2011). "The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system." *Dent Mater* 27(9): 948-953.
- 173 Salazar Marocho S.M., de Melo R.M., Macedo L.G., Valandro L.F., Bottino M.A. (2011). "Strength of a feldspar ceramic according to the thickness and polymerization mode of the resin cement coating." *Dent Mater J* 30(3): 323-329.
- 174 Dong X.D., Darvell B.W. (2003). "Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation." *Dent Mater* 19(6): 542-551.
- 175 Goldin EB, Boyd NW, 3rd, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):143-7.
- 176 Morgano SM, Milot P (1993). Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosth Dent* 70: 11-16.
- 177 Strub J.R., Beschnidt S.M (1998). Fracture strength of five different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*; 11: 602-609
- 178 Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Lautenschlager E.P (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*; 13: 420-424
- 179 Scherrer S.S, de Rijk W.G (1993). The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont*; 6: 462-467

- 180 Sundh A, Sjögren G (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 31(7):682-8.
- 181 Yoshinari M, Derand T (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 7: 329-338.
- 182 Mesaros AJ, Evans DB, Schwartz RS (1994). Influence of a dentine bonding agent on the fracture load of Dicor. *Am J Dent* 7: 137-140.
- 183 Doyle M.G., Munoz C.A., Goodacre C.J., Friedlander L.D., Moore B.K. (1990). "The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 2." *Int J Prosthodont* 3(3): 241-248.
- 184 Goodacre C.J., Campagni W.V., Aquilino S.A. (2001). "Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles." *J Prosthet Dent* 85(4): 363-376.
- 185 Luthardt R, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M (2001b). Aktuelle CAD/CAM Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials. *ZWR* 110: 747-754.
- 186 Lang N.P. Periodontal considerations in prosthetic dentistry. *Periodontol* 2000 1995; 9: 118-131
- 187 Vult von Steyern P, Al-Ansari A, White K, Nilner K, Derand T (2000). Fracture strength of In-Ceram all-ceramic bridges in relation to cervical shape and try-in procedure. An in-vitro study. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 4: 153-158.
- 188 Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP (2003). Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 16: 442-449.
- 189 Slutzky-Goldberg I, Slutzky H, Gorfil C. Restoration of endodontically treated teeth review and treatment recommendations. *Int J Dent* 1997; 17:464-77
- 190 Yu-Xing Z, Zhi-Yue L. Effect of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 368-373

- 191 Tan P.L, Aquilino S.A, Gratton D.G. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 331-6
- 192 Pereira JR, de Ornelas F, Conti P.C, do Valle A.L. Effect of a crown ferrule on the resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 50-4
- 193 Guth J.F., Wallbach J., Stimmelmayer M., Gernet W., Beuer F., Edelhoff D. (2013). "Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns." *Clin Oral Investig* 17(5): 1389-1395.
- 194 Goodacre CJ. Designing tooth preparation for optimal success. *Dent Clin N Am* 2004; 45: 359-385
- 195 Johnston's "Modern practices in fixed prosthodontics"; 4th edition
- 196 Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 20(4):383-8.
- 197 Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H (2008). Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 21(3):217-22.
- 198 Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hämmerle CH (2009a). Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 22(6):553-60.
- 199 Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 21:984-91.
- 200 Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH (2009). Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 25(4):419-23.
- 201 Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ, Moore BK, Yan J (2008). The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater* 24(9):1149-55.

- 202 Swain MV (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 5(5):1668-77.
- 203 Aboushelib M.N, Kleverlaan C.J, Feilzer A.J (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*; 22(9): 857-863
- 204 Vult von Steyern P, Ebbesson S, Homgren J, Haag P, Nilner K (2006). Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*; 33(9): 682-689
- 205 Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Cumbera F.L, Lawn B.R (2001). Role of flaw statistics in contact fracture of brittle coating. *Acta Mater*; 49: 3719-3726
- 206 Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96, 237-244.
- 207 Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation* 32, 180-187.
- 208 Molin MK, Karlsson SL (2008). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 21(3):223-7.
- 209 Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hammerle CH (2009c). Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res* 20(3):219-25.
- 210 Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K (2006). All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 30(2):45- 53.
- 211 Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S (2010). Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 23(2):141-8.

- 212 Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J (2009). Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3
- 213 Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113(2):174- 9.
- 214 Kern M, Barloi A, Yang B (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 88(9):817-22.
- 215 Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2007b). Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent* 98(5):379-88.
- 216 Yang B, Scharnberg M, Wolfart S, Quaas AC, Ludwig K, Adelung R, et al. (2007). Influence of contamination on bonding to zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 81(2):283- 90.
- 217 Kern M (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Tech* 23(7- 8):1097-1111.
- 218 Phark JH, Duarte S, Jr., Blatz M, Sadan A (2009a). An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 101(1):29-38.
- 219 Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED (2006). Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 19(5):442 8.
- 220 Derand P, Derand T (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13(2):131-5.
- 221 Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA (2007). Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials* 23, 1323-1331.
- 222 Özcan M, Vallittu PK (2003). Effect of surface condition methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials* 19, 725-731.

- 223 Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian Oral Research* 21, 10-15.
- 224 Ozcan M, Nijhuis H, Valandro L.F (2008). Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*; 27(1): 99-104
- 225 Blatz M.B, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int* 2007; 38: 745-753
- 226 Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 89, 268-274.
- 227 Arnold A.D, Vargas M.A, Haselton D.R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 135-141
- 228 Derand P, Derand T (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13: 131-135.
- 229 Phillips RW, Swartz ML, Lund MS (1987). In vivo disintegration of luting cements. *J Am Dent Assoc* 114: 489-492.
- 230 Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; 2:139-47.
- 231 Söderholm KJ, Mondragon E, Garcea I. Use of zinc phosphate cement as a luting agent for Denzir trade mark copings: an in vitro study. *BMC Oral Health* 2003; 3:1.
- 232 Uo M, Sjogren G, Sundh A, Goto M, Watari F, Bergman M. Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dent Mater J* 2006; 25:626-31.
- 233 Thompson J.Y., Stoner B.R., Piascik J.R., Smith R. (2011). "Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now?" *Dent Mater* 27(1): 71-82.
- 234 Baran G, Boberick K, McCool J (2001), Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med*; 12(4): 350-360

- 235 Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ (2008). A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br Dent J* 205(9):477- 82.
- 236 Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M (2009). Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Circon): end abutments vs. cantilever design. *Eur J Oral Sci* 117(6):741-9.
- 237 Kappert HF, Knode H, Manzotti L (1990). Metallfreie Brucken fur den Seitenzahnbereich. *Dent Labor* 38: 177-183.
- 238 Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R (1999). Seitenzahnbrucken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 545-550.
- 239 Ahmad I (2006) 'Protocols for predictable aesthetic dental restorations.' Blackwell Publishing Company, Oxford, UK
- 240 Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research* 18, 73-85.
- 241 Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF (2007b). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research* 18 (suppl.3), 86-96.
- 242 Marquardt P, Strub JR (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International* 37, 253-259.
- 243 Vult von Steyern P, Jönsson O, Nilner K (2001). Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In Ceram) FDPs. *The International Journal of Prosthodontics* 14, 379-384.
- 244 Burke F.J.T, Watts D.C (1994). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int*; 25: 335-340