



УНИВЕРЗИТЕТ “СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ” – СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
КАТЕДРА ПО СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА

Кандидат: Катерина А. Златановска

ПРОЦЕНА НА МЕХАНИЧКАТА ОТПОРНОСТ
НА ПОРЦЕЛАНСКИТЕ ФАСЕТИ
ВО ЗАВИСНОСТ ОД
ВИДОТ НА ПРЕПАРАЦИЈА

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

Ментор: Проф. д-р Љубен Гугувчевски

Скопје, 2016 година

Благодарност

Изразувам голема благодарност до сите мои професори, кои допринесоа во стекнување на сите мои знаења со коишто успеав да го изработам овој труд.

Создавањето на овој труд, од почеток до крај е пратено со постојано внимание, корисни совети, несебична поддршка и насочување од мојот ментор **Проф. д-р Љубен Гугувчевски**, на кој му должам посебна благодарност и желба со ист жар да им помага и на следните генерации, во полза на науката и нејзин развој.

Искрена благодарност упатувам и до **Доц. д-р Ристо Поповски** од Факултетот за природни и технички науки, УГД-Штип за стручните совети и сугестии во научно-истражувачката работа, како и за искрената поддршка во текот на изработката на овој труд.

Им се заблагодарувам на сите колеги, за разбирањето и несебичната поддршка, особено на забните техничари **Павле Апостолоски** и **Кирил Митевски** за искажаната помош во реализацијата на техничкиот дел од трудот.

На моите мили родители **Зорица** и **Ангел Тасевски** 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, најголема благодарност изразувам до мојот син **Дарко**, за непресушната љубов, поддршка, трпение, огромно разбирање и жртва која ја понесе при моето ангажирање за изработката на овој труд.

Авторот

СОДРЖИНА

СОДРЖИНА.....	3
КРАТЕНКИ	5
СИМБОЛИ.....	5
АПСТРАКТ	8
ABSTRACT.....	13
1. ВОВЕД	17
2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА	19
2.1 Дефиниција и историја на порцеланските фасети	19
2.2 Индикации и контраиндикации	20
2.3 Предности и недостатоци	22
2.4 Класификација на порцеланските фасети.....	25
2.5 Керамички материјали за изработка на порцелански фасети	27
2.5.1 Стакло - керамика	27
2.5.2 Оксидна керамика	29
2.6 Лабораториски техники за изработка на порцелански фасети	30
2.6.1 Печење на порцеланска фасета на платинска фолија	31
2.6.2 Изработување на порцеланска фасета врз модел од огноотпорна маса	31
2.6.3 Изработка на порцеланска фасета со пресување на керамички материјал.....	32
2.6.4 Изработка на керамички фасети со CAD/CAM технологија	33
2.7 Препарација за порцелански фасети	33
2.8 Отпечаточни материјали и отпечаточни техники	38
2.8.1 Класификација на отпечаточните материјали	39
2.8.2 Техника на отпечатување	41
2.9 Цементирање на порцелански фасети.....	43
2.9.1 Материјали за цементирање.....	43
2.9.2 Обработка на подлогата за цементирање на порцеланската фасета	48
2.9.3 Подготовка на препарираниите забни ткива за адхезивно врзување	49
2.9.4 Нанесување на композитниот цемент и позиционирање на порцеланската фасета	49
2.9.5 Отстранување на вишокот композитен цемент, финаирање и полирање на зоната на премин.....	50
2.10 Механичка отпорност на порцелански фасети.....	50
3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО.....	56
4. ХИПОТЕЗИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО	57

5. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ	58
5.1. Изработка на метални трупчиња	58
5.2. Метод	70
5.3 Статистичка анализа	74
6. РЕЗУЛТАТИ.....	76
7. ДИСКУСИЈА.....	90
8. ЗАКЛУЧОК	106
9. ЛИТЕРАТУРА.....	108

КРАТЕНКИ

САД – Соединети Американски Држави

и сор. – и соработниците

I група - порцелански фасети со препарација во форма на перо

II група - порцелански фасети со препарација со инцизално закосување

III група - порцелански фасети со препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб)

КЛ-1 – класа 1

КЛ-2 - класа 2

КЛ-3 - класа 3

КЛ-4 - класа 4

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

YPSZ – Yttrium oxide partially stabilized zirconia

USA – United States of America

СИМБОЛИ

Mean – средна вредност

p – веројатност

Std. Dev. – стандардна девијација

SD – стандардна девијација

t – test – т- тест

t - температура

min - минимум

max - максимум

N - њутн

°C – степен целзиусов

MPa - мегапаскал

h - час

% - процент

bar – бар

mm – милиметри

SiO₂ – силициудиоксидот

HF – флуороводородна киселина

**ПРОЦЕНА НА МЕХАНИЧКАТА ОТПОРНОСТ
НА ПОРЦЕЛАНСКИТЕ ФАСЕТИ
ВО ЗАВИСНОСТ
ОД ВИДОТ НА ПРЕПАРАЦИЈА**

АПСТРАКТ

Вовед

Благодарение на исклучителната естетика, докажана биокомпатибилност и долгорочна прогноза, порцеланските фасети станаа рутинска реставративна процедура за третман на фронталните заби.

Од механички аспект, пред да бидат цементираны порцеланските фасети се нежни и кршливи. По нивното фиксирање со композитен цемент ја добиваат потребната цврстина на притисок, свиткување и истегнување, што ја гарантира нивната долга клиничка употреба.

Покрај цврстината на материјалот, механичката отпорност на порцеланските фасети зависи и од препарациониот дизајн, и тие заедно би се спротивставиле на оклузалните и латералните сили при актот на мастикација.

Важна одлука која треба да се донесе пред да се започне со препарацијата е изборот на препарациониот дизајн.

Цел на трудот е да се испита фрактурната резистентност на порцеланските фасети, видот на настанатата промена и најчестата локализација на фрактурата, кај три различни препарациони дизајни - препарација во форма на перо, препарација со инцизално закосување и препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб).

Материјал и метод

Во ова *in vitro* испитување се испитуваа порцелански фасети кај максиларни централни инцизиви изработени со метод на наслојување врз огноотпорно трупче кај три различни видови на препарациони дизајни – препарација во форма на перо, препарација со инцизално закосување и препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб).

Поради варијации кај природните заби како резултат на годините, големина, форма, време и место на чување на екстрахираните заби, а воедно и јачината на адхезивната врска на цементот на површината на емајлот која може да влијае на

биомеханичкото однесување при тестирањето, се со цел да ја стандардизираме големината на изработените порцелански фасети испитувањето го вршеме на метални трупчиња.

За потребите на испитувањето беа изработени три метални трупчиња од легура Wiron 99 (Bego) на кои подоцна се цементираа и испитуваа порцеланските фасети.

За изработка на порцеланските фасети го користевме методот врз модел од огноотпорна маса. Материјалот кој го користевме за изработка на порцеланските фасети во ова испитување е Duceram Kiss (Dentin D A2, Incisal S2, Glasur + Ducera liquid) – DeguDent и печка за печење керамика MultimatNT Press (Densply).

По завршеното второ или трето печење, а пред глазирањето се изврши контрола на дебелината на изработената фасета со помош на дебелометар, мерејки го букопалатиналниот пречник на забот во три точки. Исто така, се врши и контрола на должината на фасетата. На тој начин се стандардизираа добиените примероци.

Конечните порцелански фасети беа цементирани за металните абатменти со помош на двојно полимеризирачки композитен цемент RelyX™ U200 (3M ESPE).

Примероците од сите три групи беа испитувани на триаксијална тестирачка машина (cyclic/stress path triaxial system) TRITECH WF 10056, каде експерименталните примероци беа поставени под агол 45°. Притисок се вршеше со брзината на движење на тестирачката машина од 0.5 mm/min се до моментот на прва пукнатина или фрактура односно оштетување на експерименталниот примерок. Таа сила беше дефинирана како сила на лом на фасетата.

Промените кои настанаа од типот на одлепување или расцементирање и фрактура на фасетата беа регистрирани и со голо око и микроскопски (Olympus microscope SZ2-ILST). Воедно беше забележана и најчестата локализација на фрактурата. Локализацијата беше класифицира како инцизална, гингивална или комбинација.

Статистичката анализа на добиените резултати беше направена во статистички програми STATISTICA 7.1; SPSS 17.0. За утврдување на статистичка значајност кај атрибутивните статистички серии се користеше Difference тест - Тест на разлики. Нумеричките серии се анализирани со мерки на централна тенденција и со мерки на дисперзија на податоците (просек и стандардна девијација). Статистичката

сигнификантност на разликите се анализирани со Mann-Whitney U тест. Статистичката сигнификантност на повеќе од две варијабли, разликите се анализирани со Analysis of Variance – ANOVA. Од тестови на повеќекратна споредба во студијата е користен Post hoc Tukey HSD тест. Корелативните - асоцијациони односи се реализираа со помош на Pearson Chi square. Со Shapiro-Wilk's тест се испитуваше нормалната распределба на варијаблите. За CI (confidence интервал $\pm$ 95% CI) е дефинирана статистичката значајност за ниво на грешка помало од 0.05 (p).

Резултати

Просечната вредност на механичката сила која доведува до промени кај порцеланските фасети - примероците од првата група изнесува 150.2 ± 38.9 N и е најниска во однос на останатите две групи, минималната вредност изнесува 86.2 N, а максималната 237.0 N. Просечната вредност на механичката сила која доведува до промени кај порцеланските фасети - примероците од втората група изнесува 192.8 ± 45.7 N, минималната вредност изнесува 112.0 N, а максималната 323.2 N. Просечната вредност на механичката сила која доведува до промени кај порцеланските фасети - примероците од третата група изнесува 246.8 ± 50.4 N и е највисока во однос на останатите две групи, минималната вредност изнесува 176.7 N, а максималната 422.4 N.

Разликата помеѓу просечните вредности на механичката сила помеѓу трите групи на порцеланските фасети - примероци според АНОВА тестот е статистички сигнификант за $p < 0.05$ ($p = 0.000000$).

Во однос на видот на настаната промена, кај I група како последица на механичката сила, во помал процент се регистрира фрактура кај 20.0% од примероците, а одлепување кај 80.0%. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу типот на промени - фрактура наспроти одлепување според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.0000$). Во II група како последица на механичката сила во помал процент се регистрира одлепување кај 6.7% (два) од примероците, а фрактура кај 93.3%. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу типот на промени - фрактура наспроти одлепување според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.0000$). Во III група како последица на механичката сила се регистрира одлепување кај 3.3% т.е. кај еден од примероците, а фрактура кај 96.7%. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу типот на промени - фрактура наспроти одлепување според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.0000$).

Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу регистрацијата на фрактури и одлепувања помеѓу групите е статистички сигнификантна помеѓу I група наспроти II и I група наспроти III група за $p < 0.05$ ($p = 0.0438$).

Испитувајќи ја локализацијата на настанатата фрактура, кај I група како последица на механичката сила во помал процент се регистрира комбинирана локализација кај 33.3% од примероците со фрактура, а инцизална локализација е најчестата локализација и се регистрира кај 66.7%, гингивалната локализација не се регистрира. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу локализацијата на фрактурата комбинирана наспроти инцизална според Difference тестот е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($p = 0.2473$).

Во II група во помал процент се регистрира гингивална локализација на фрактурата кај 10.7% од примероците, потоа следува инцизална локализација кај 35.7%, а комбинираната локализација е најчестата локализација и се регистрира кај 53.6%.

Процентуалната разлика која се регистрира според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ помеѓу локализација гингивална наспроти комбинирана и инцизална ($p = 0.0267$, $p = 0.0006$), процентуалната разлика помеѓу комбинирана наспроти инцизална локација е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($p = 0.1779$). Во III група во подеднакво се регистрира комбинирана и гингивална локализација на фрактурата кај 14.3% од примероците, а инцизалната е најчестата локализација и се регистрира кај 72.4%. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу комбинираната и гингивалната локација наспроти инцизално според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.0000$).

Заклучок

Порцеланските фасети ја поседуваат потребната цврстина за да се спротивстават на мастигаторните сили и да обезбедат долготрајност на реставрацијата.

При споредување на механичката отпорност кај порцелански фасети со три различни препарациони дизајни, препарација во форма на перо имаат најмала механичка отпорност, додека најголема фрактурна резистентност има кај препарациите со инцизален преклоп – палатинален жлеб.

Најчест вид на промена кај порцеланските фасети со препарација во форма на перо е одлепување, додека кај останатите препарациони дизајни доминира фрактурата.

При фрактура на порцеланската фасета со препарација во форма на перо, најчеста локализација е инцизално. Кај фасети со препарација со инцизално закосување најчеста локализација на фрактурите е комбинирана. Најчеста локализација на фрактурите кај фасети со препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) е инцизална.

Клучни зборови

Естетски реставрации, механичка отпорност, порцелански фасети, препарациони дизајни, фрактурна резистентност.

ABSTRACT

Introduction

Due to high aesthetic qualities, proven biocompatibility and prognosis for long term durability, porcelain veneers have become a routine restorative procedure for treatment of frontal teeth.

From a mechanical point of view, before cementing porcelain veneers are fragile and brittle. After fixation with composite cement they possess the necessary strength to pressure, tensile and bending, which guarantees their clinical longevity.

Besides the strength of the material, the mechanical resistances of the veneers also depend from the preparation design, which together will withstand the occlusal and lateral forces during mastication. An important decision that needs to be done before starting preparation is to choice one from the four types of preparations.

The aim of this in vitro study was to examine the fracture load of porcelain veneers, mode of failure and the most frequent localization of fracture, using three different preparation designs – feather preparation, bevel preparation and incisal overlap (palatal chamfer).

Materials and methods

In this in vitro study porcelain veneers with three different types of preparation design – feather, bevel and incisal overlap (palatal chamfer) were analyzed. The veneers were made on maxillary central incisor by refractory die technique.

Natural teeth can vary due to age, size, form, time and place of storage of extracted teeth. Also the strength of the adhesive bond of the cement to the surface of the enamel can affect the biomechanical behavior during testing. Because of that and in order to standardize the size of the porcelain veneers we used metal abutments in our study.

Three metal abutments were made from metal alloy Wiron 99 (Bego) and used to cement and examine the porcelain veneers.

Porcelain veneers were made by refractory die technique. The material we used for this study is Duceram Kiss (Dentin D A2, Incizal S2, Glasur + Ducera liquid) - DeguDent and furnace for firing dental ceramics MultimatNT Press (Densply).

After finished second or third firing and before glasure firing, thickness control on the porcelain veneer was done using caliper. Bucco-palatal diameter of the examples was measured in three points. Thus standardize the received samples.

The final porcelain veneers were cemented to metal abutments using dual-cure self-adhesive composite resin RelyXTM U200 (3M ESPE).

Subsequently, specimens from all three groups were loaded to the failure (cyclic/stress path triaxial system) in a testing machine TRITECH WF 10056. The force was applied at a 45° angle to the long axis of the tooth. The fracture strength test was performed at a constant speed of 0.5 mm/min until the first crack, fracture or damage to the experimental sample. That power is defined as fatigue failure.

The mode of failure was determined as debonding or fracture, than eye-noted and subjected to microscopy visualization (Olympus microscope SZ2-ILST model). The localization of the fracture was classified as incisal, gingival or combined.

The data were statistically analyzed using statistical program STATISTICA 7.1; SPSS 17.0.

To determine the statistical significance in attributive statistical series was used Difference Test - Test of differences. The numerical series were analyzed with measures of central tendency and measures of dispersion of data (mean and standard deviation). Statistical significance of differences were analyzed by Mann-Whitney U test. The statistical significance of more than two variables, the differences were analyzed with Analysis of Variance - ANOVA. Since tests of multiple comparison study was used Post hoc Tukey HSD test. Correlation - association relations were conducted using Pearson Chi square. With Shapiro-Wilk's test examined the normal allocation of variables. For CI (confidence interval $\pm$ 95% CI) defined statistical significance level of error of less than 0.05 (p).

Results

The average value of the fracture load resulting in changes in porcelain veneers, samples of the first group was 150.2 ± 38.9 N and is the lowest compared to the other two

groups, the minimum value is 86.2 N and the maximum 237.0 N. The average value of the fracture load resulting in changes in porcelain veneers - samples from the second group was 192.8 ± 45.7 N, the minimum value is 112.0 N and the maximum 323.2 N. The average value of the fracture load resulting in changes in porcelain veneers - the samples from the third group was 246.8 ± 50.4 N and is highest compared to the other two groups, the minimum value is 176.7 N and the maximum 422.4 N.

The difference between the average values of the fracture load between the three sets of porcelain veneers - the test samples according to ANOVA statistical significance for $p < 0.05$ ($p = 0.000000$).

Regarding the mode of failure occurred, in the group I as a consequence of mechanical strength, fracture is registered in 20.0% of samples, and debonding at 80.0%. The percentage difference between the registered mode of failure - fracture against debonding according to Difference test is statistically significant for $p < 0.05$ ($p = 0.0000$). In Group II as a result of mechanical strength in a smaller percentage is registered debonding in 6.7% (two) of the samples and fracture in 93.3%. The percentage difference between the registered mode of failure - fracture against debonding according to Difference test is statistically significant for $p < 0.05$ ($p = 0.0000$). In Group III due to mechanical strength is registered debonding at 3.3%, ie in one of the samples, and fracture in 96.7%. The percentage difference between the registered mode of failure - fracture against debonding according to Difference test is statistically significant for $p < 0.05$ ($p = 0.0000$).

The percentage difference registered between the fracture and debonding between the groups was statistically significant between group I against II, and I against III group for $p < 0.05$ ($p = 0.0438$).

Reviewing the localization of the fracture occurred, the I group as a result of mechanical strength in a smaller percentage registered combined localization in 33.3% of samples fracture and incisal localization is the most common localization registered in 66.7%. Gingival localization is not registered. The percentage difference between the registered location of the fracture combined against incisal according Difference test is statistically insignificant for $p > 0.05$ ($p = 0.2473$).

In Group II in a lower percentage registered gingival localization of fracture in 10.7% of samples, followed incisal localization in 35.7%, and the combined localization is the most common localization, registered in 53.6%.

The percentage difference registered according to Difference test is statistically significant for $p < 0.05$ between localization gingival against combined and incisal ($p = 0.0267$, $p = 0.0006$). The percentage difference between combined against incisal location is statistically insignificant for $p > 0.05$ ($p = 0.1779$). In Group III in registered both, combined and gingival localization of fracture in 14.3% of samples, and incisal localization of fracture is most common, registered in 72.4%. The percentage difference registered between the combined and gingival location against incisal according to Difference test is statistically significant for $p < 0.05$ ($p = 0.0000$).

Conclusion

Porcelain veneers possess the necessary strength to resist the masticatory forces and ensure longevity of the restoration.

By comparing the mechanical resistance in porcelain veneers with three different preparation designs – feather preparation have the lowest fracture resistance and the highest mechanical resistance has in the incisal overlap (palatal chamfer) design.

The most common mode of failure in porcelain veneers with feather preparation is debonding, while in other preparation designs fracture dominates.

Due fracture of the porcelain veneer with feather preparation, the most common localization is incisal. For veneers with bevel preparation the most common localization of fracture is combined. The most common localization of fracture in veneers with incisal overlap (palatal chamfer) design is incisal.

Key words

Aesthetic restorations, mechanical resistance, porcelain veneers, preparacioni designs, fracture resistance.

1. ВОВЕД

Порцеланските фасети претставуваат специфични стоматолошки изработки, направени од квалитетни естетски материјали.

Имајќи високи естетски перформанси, докажана биокompatibilност и долготрајна клиничка употреба, денес станаа рутинска реставративна процедура за третман на предните заби. Со широкиот спектар на индикации, претставуваат терапевтска алтернатива кај голем број на пациенти кои сакаат само естетска корекција или во други ситуации кога се користат комбинирани со друг вид на терапија.

Напредокот во науката и технологијата овозможи да користиме високо естетски материјали кои се воедно и биокompatibilни од една страна, но и со голема цврстина и отпорност на силите кои настануваат при мастикацијата. Развиени се и нови технологии на изработка на порцеланските фасети, кои ја олеснуваат работата на клиничарот и на забниот техничар, при што овозможуваат прецизност и интимно налегнување на фиксно - протетичките изработки. Така, како алтернатива на коронките, за естетско функционална реконструкција во фронтот можат да се користат порцеланските фасети, а притоа да имаме максимално штедење на тврдата забна супстанца.

Најголемата дилема пред да се пристапи на изработка на порцеланските фасети е препарацијата на истите. Порано било препорачувано и отсуство на препарација, но денес во литературата сите автори се сложуваат дека препарацијата треба да остане во емајлот за да се овозможи адхезивната врска меѓу композитниот цемент и површината на забот. Меѓутоа, постојат многу спротивставени мислења што се однесува на препарацијата во инцизалниот дел. Грубо можат да бидат опишани два вида, кога инцизалниот раб останува интактен (препарација во форма на прозорец и препарација во форма на перо) и кога инцизалниот раб се редуцира - препарација со инцизално закосување и препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб).

Како најчест неуспех кај порцеланските фасети, во литературата се опишани дебондирање, лоша маргинална адаптација, промена на боја и фрактура на изработката.

Повеќе фактори имаат свое влијание врз појава на фрактура или дебондирање на фасетата: форма, дебелина, должина на реставрацијата, микро-структурни карактеристики и еластичен модул на керамичкиот материјал, грешки во клиничките

фази на работа, површински недостатоци или експониран дентин, грешки во техничката изработка на реставрацијата, големината и правецот на дејството на силата.

Меѓутоа, механичката отпорност на ламинатот зависи и од видот и обликот на препарацијата, кои заедно можат да се спротивстават на оклузалните и латералните сили на цвакопритисокот во текот на мастикацијата. Моментално, сеуште нема доволно податоци што се однесува за најдобриот вид на препарација за ламинати. Многу малку студии се фокусирани на влијанието на препарациониот дизајн врз успехот и трајноста на реставрацијата, а воедно дадени се и контроверзни резултати. Затоа во овој труд го истражувавме влијанието на препарационите дизајни врз фрактурната резистентност на порцеланските фасети, најчестиот вид на промена што настанува и најчестата локализација на фрактурата. Со тоа би се разјасниле некои спротивставени резултати добиени од претходно извршените испитувања од оваа област и би се дале конкретни препораки за видот на препарација за порцелански фасети кои би дале најдобри резултати во секојдневната клиничка практика.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА

2.1 Дефиниција и историја на порцеланските фасети

Во денешно време, барањата на пациентите за естетска корекција на предните заби се зголемија, со што естетската стоматологија стана неопходност за сите во стоматолошката практика. Со цел да се задоволат овие барања, досега беа користени коронките, како најтрајни и најдобри опции. Сепак, овој вид на третман е многу инвазивен. Тука постои иреверзибилно отстранување на забната супстанца со потенцијална можност за појава на негативни ефекти на пулпата и периодонталното ткиво.

Порцеланските фасети се естетски реставрации кои благодарјќи на нивната цврстина, долговечност, биокompatibilност и конзервативна природа покажаа одлични клинички перформанси и како материјалите и техниките еволуираат, станаа едни од најупотребуваните, најестетски и најмалку инвазивни терапевтски можности ¹.

Почетоците на нивната изработка и примена се поврзани со потребата за брза промена на естетскиот изглед кај холивудските глумци, во раните триесетти години на минатиот век. Во тоа време, тие биле правени како тенки порцелански облоги и ги покривале неправилностите на постоечките заби, како: ротации, дијастеми, малпозиции. Многу ретко истите се користеле и за бочните заби. Меѓутоа, во тоа време фасетите имале краток рок на употреба. Тогаш сеуште не бил решен проблемот со нивното фиксирање и големо оптоварување на кое истите се изложени.

Подоцна, со откривањето на акрилатните смоли и особено техниката на нагризување со киселина (Buonocore, 1955 год)², овозможиле да фасетите, како козметичко-естетски стоматолошки надоместок, најдат ограничено место во практиката³. Фасетите настанати во тој период можат да се сметаат како компромисно решение за да се подобри нечиј изглед само за одреден временски период. Она што можеби е најважно од самиот изглед на тогашните фасети и материјалот од кој биле изработувани е самиот факт дека со овој неагресивен начин, со минимална интервенција, може да се добие посакуваниот изглед. Со Bowen-овиот^{4,5} пронајдок на композитни смоли и нивното воведување во стоматолошката практика е постигнато голем напредок во изработката на естетски надоместоци. Постигнувањето на добра врска помеѓу

порцеланот и композитната смола е едно од клучните практични прашања кое го дефинира опстанокот на порцеланските фасети во устата. Важна улога во постигнување на добар спој има и концентрација на средствата за нагризување, како и времето на нагризување на разни видови на порцелани⁶⁻¹².

Порцеланските фасети претставуваат терапевтска алтернатива за многу пациенти со цел да се задоволат естетските потреби, како и во ситуации кога се комбинираат со друг вид на терапија. Покрај порцеланот, постои и друга можност за терапија на вакви случаи со помош на композитни фасети. Иако истите се со значително подобрени карактеристики од нивното воведување до денес, сепак имаат неколку недостатоци, како пониска фрактурна резистентност, особено маргинално и на инцизалниот раб, и пребојување. Потврдено е дека со време кај композитните фасети се јавува пребојување и развиваат дамки на површината. Исто така, тие се подложни на површинска абразија од раствори присутни во некои забни паста и алкохолни пијалоци¹³.

Затоа, композитните фасети бараат почеста замена отколку порцеланските. Порцеланските фасети се подолготрајни и нудат подобра естетика. Доколку се цементирано со правилна адхезивна техника и со одржување на оптимална орална хигиена, долгорочните клинички студии ја потврдуваат нивната долгорочност и успехот на третманот со порцелански фасети¹⁴.

2.2 Индикации и контраиндикации

Со развојот на материјалите и техниките на изработка, некогаш ограниченото поле на индикации денес е значително проширено и се нудат разни модалитети за реставрација. Така употребата на керамички и метал керамички коронки е потисната во втор план, поради инвазивноста на терапијата¹.

Поради помалата редукција на тврдата забна супстанца порцеланските фасети се сметаат за минимално инвазивни терапевтски решенија. Денес, употребата на порцеланските фасети стана рутина во стоматолошката практика. Овој вид на реставрации се идеални за естетски корекции на предните заби.

Индикации за употреба на порцелански фасети се:

1. Мали промени во бојата^{15, 16}.
Тетрациклинско пребојување, потемнети заби по ендодонтскиот третман, хипокалцификација на емајл, хипоплазија на емајл, флуороза (средна до умерена)^{15, 17}.
2. Дијастеми^{15, 18}.
3. Оштетени заби¹⁹.
4. Маскирање на реставрации од III, IV и V класа¹⁵.
5. Оштетени, напукнати или скршени заби¹⁵.
6. Естетско преобликување кај микродонција¹⁵.
7. Лошо позиционирани заби, но само некои ортодонтски аномалии како минорни порамнувања или ротации на предните заби¹⁵.
8. Лингвана инклинација.
9. Пломби и стари протетички изработки кои не задоволуваат естетски (Неестетски порцелански коронки и мостови)²⁰.
10. Преобликување на забите¹⁵.
11. Кај млади пациенти²¹.
12. Корекции кај адолесценти²¹.

Што се однесува до контраиндикациите, треба да земеме во обзир дека препарацијата на забите, дури и минимална е иреверзибилен процес. Секогаш кога е можно треба да избереме побиолошки начин за естетска корекција, како ортодонтски третман за корекција на неправилности во позиција на забите или пак белење на заби за промена на бојата²².

Од друга страна, според некои автори, не е препорачливо да се користат порцелански фасети кај лица пред 16-18 години. Тие го опишуваат ова како “привремена” контраиндикација поради незавршениот раст на коренот и растот на алвеоларната коска²³.

Други ситуации кои се контраиндикација за изработка на порцелански фасети:

1. Недостаток на доволно емајл за да обезбеди адекватна ретенција (како Amelogenesis imperfect и Dentinogenesis imperfect)^{24, 25}.
2. Големи дијастеми²⁴.
3. Големи класа IV дефекти²⁶, поради голема количина на порцеланска маса²⁴.
4. Значително скршени заби – тука коронките се подобро и појако решение¹⁹.
5. Екстремно протрудирани заби²⁷.
6. Депулпирани заби – кога дентинското јадро од забната коронка е екстремно ослабнато. Такви се случаите каде ендодонтскиот пристап е од лингвално и е комбиниран со една или особено две обтурации (мезијално и дистално). Во вакви случаи ослабнатото дентинско јадро треба да биде заменето со интрадикуларно колче и да се изврши соодветна реконструкција со помош на коронки²².
7. Тешки дисколорации.
8. Булимија – како резултат на чести повраќања, доаѓа до ерозија на емајлот од палатиналната површина на забот²².
9. Длабок вертикален преклоп⁶.
10. Лоша орална хигиена.
11. Некои автори како контраиндикација за изработка на порцелански фасети ги индицираат и лошите навики, како грицкање на нокти и моливи.
12. Бруксизам⁶ – апсолутна контраиндикација. Кај овие пациенти зголемена е можноста за фрактура на фасетата дури и кога не се редуцира инцизалниот раб.

2.3 Предности и недостатоци

За да можат подобро да бидат истакнати индикациите и контраиндикациите за естетските реставрации со порцелански фасети, неопходно е да се земат в предвид нивните предности и недостатоци.

Тоа најдобро може да биде направено низ призмата на трите основни карактеристики на една естетска реставрација. Една протетичка терапија ја сметаме за добра, доколку биолошките, естетски и механички карактеристики на истата се балансираани.

Биолошките карактеристики се претставени преку влијанието на протетичката реставрација врз пулпата и пародонтот. Во ни еден друг случај, не постои толкаво штедење на забната супстанца отколку кај порцеланските фасети. Во најголем број случаи препарацијата се движи од 0.3 до 0.5 mm. Постојат и такви клинички ситуации кои можат да бидат решени и без препарација на забите. Притоа, ниту со една друга протетичка терапија не постои толкаво штедење на забната супстанца. Порцеланот се смета за високо естетски биокompatибилан материјал. Неколку студии покажаа дека споредено со други реставративни материјали, како и емајлот, денталниот плак помалку се задржува на порцеланот^{28, 29}.

Во однос на пародонтот, порцеланските фасети се карактеризираат со исклучителна толерантност кон ткивата. Чистењето на порцеланската површина е многу полесно и побрзо поради мазната површина на глазираниот порцелан. Според овие студии, не очекуваме реакција на маргиналната гингива при употреба на порцеланските фасети. Причина за тоа е што кај порцеланските фасети најчесто користиме препарациони линии кои се или парагингивално или пак супрагингивално. Во такви случаи, ризикот од трауматско оштетување на гингивата при сите клинички манипулации е редуциран на минимум. И најзначајно што е, овој вид на интервенција е безболен³⁰.

Од друга страна, преминот од непрепарираниот дел на забот кон порцеланската фасета е скоро невидлив и перфектен. Така, ризикот за акумулација на плак е минимален. Во случаи кога демаркационата линија е локализирана субгингивално, рабовите на протетичката изработка директно ги иритираат пародонталните ткива. Помеѓу работ на фиксно- протетичката реставрација и цементот се формира “резервоар” во кој се акумулира и размножува бактерискиот плак. Голема предност на порцеланските фасети во однос на безметалните коронки е и тоа што нема услови за развој на корозија и не доаѓа до пребојување на маргиналната гингива. Споредено со директни композитни фасети, кај порцеланските имаме мазни површини без дефекти, додека истите може да се сретнат кај композитните и се инкубатор на плакот²².

При анализа на естетските карактеристики, треба да потенцираме дека порцеланските фасети ги поседуваат сите неопходни предуслови за една високо естетска реставрација. Со порцеланските фасети може да се коригира не само бојата на забите, туку и нивната форма и позиција, на еден или на група заби.

Предност на порцеланските фасети, како и кај останатите безметални конструкции, е што овозможуваат непречено преминување на светлината, нејзино навлегување во забните ткива, рефракција и расејување на истата. При користење на конструкции со метален скелет дел од светлината навлегува во забниот корен и ги осветлува гингивалните ткива, коишто темнеат. Слосевитата структура на порцеланските фасети, композитниот цемент за цементирање и препарираната забна површина создаваат неколку гранични површини коишто многукратно ја рефрактираат и ја расејуваат светлината што паѓа, со што создаваат чувство за длабочина и виталност.

Глазираната керамичка површина ги задржува естетските потенцијали и гарантира траен естетски потенцијал. Со тоа, порцеланските фасети ги надминуваат директните и индиректните композитни фасети, кај кои со време се јавуваат несакани промени во бојата. Композитните материјали, дури и со соодветни оптички својства, потешко ја маскираат несаканата боја која се набљудува кај заби со различно пребојување.

Со цел да изработиме естетска и функционална реставрација од големо значење е и механичката отпорност на порцеланската фасета. Таа треба да опстане и да се спротивстави на мастикаторните сили чија просечна вредност кај антериорни заби се движи од 20 до 160 N³¹. Добиените средни вредности на фрактурна резистентност ги надминуваат мастикаторните сили³².

Од механичка гледна точка, порцеланските фасети пред цементирањето се нежни и кршливи. По фиксирањето со композитен цемент тие ја поседуваат потребната јакост на притисок, цврстина и свиткување, која ја гарантира нивната клиничка долготрајност. Во професионалната литература се цитираат експериментални студии, кои покажуваат дека јачината на природниот заб (15MPa) значително се зголемува доколку истиот има порцеланска фасета (25MPa). Исто така, цврстината на еден скршен заб обновен со порцеланска фасета ја надминува речиси двојно (28MPa) цврстината на природниот заб.

Дотука беа опишани специфичните карактеристики на порцеланските фасети, кои можат да бидат определени како нејзини предности. Некои од нив исто можат да бидат оценети и како недостатоци.

Порцеланските фасети со право се утврдуваат како технолошки чувствителни – крајниот резултат кај нив е зависен од прецизното исполнување на секоја клиничка и лабораториска фаза. Уникатните квалитети на порцеланските фасети се последица на потрошеното време, како за клиничките, така и за лабораториските фази. И покрај тоа

што имаме минимални препарации, потрошеното време е многу поголемо, бидејќи препарирањето треба да се врши со многу поголемо внимание и прецизност.

Како недостаток се посочува и повисоката вредност на една порцеланска фасета споредена со еден член на металкерамичка конструкција.

Како индиректен недостаток на порцеланските фасети може да се посочи тоа што ординацијата треба да биде опремена со турбина со поголема брзина и со соодветен композитен цемент. Оваа еднократна инвестиција е полесна за реализација од неопходната професионална обука.

Според некои автори, проблем при реставрациите со порцелански фасети е што бојата по нивно цементирање неможе да биде променета. Тоа по принцип е недосток кај сите протетички конструкции. Конкретно, при порцеланските фасети е возможна промена на бојата со витално избелување на останатите забни структури.

2.4 Класификација на порцеланските фасети

Бидејќи не постои универзален стандард, пред да се започне со препарацијата, кај секој пациент треба да се изврши комплетен клинички преглед¹⁵. Во практика, индивидуалните случаи и нивните клинички критериуми го диктираат изборот на материјалот и техниката на препарација. Затоа, зависно од индикациите можеме да бираме помеѓу различни материјали, препарациони дизајни и видови на фасети.

Со цел да се разрешат некои дилеми и да се олесни и помогне во разбирањето и комуникацијата помеѓу докторот и пациентот, предложен е систем за класификација на фасетите^{33, 34}.

Оваа класификација ги дели препарациите според останатиот емајл, процент на изложен дентин и работна дебелина, во четири групи.

Така, КЛ-1 ги опфаќа фасетите без-препарација или фасети со минимална препарација, кои имаат дискретни препарациони линии што можат да се забележат само со зголемување. Овде, 95% до 100% од емајлот останува интактен и дентинот воопшто не е експониран³⁴. Иако овој вид на фасети се опишани како најдобра опција поради најголемата заштеда на тврдата забна супстанца, истите имаат и некои ограничувања. Тие се индицирани само кај пациенти со мали, ситни, оштетени заби, кај заби со лингвална инклинација и кај пациенти кои поседуваат големи усни. Опишано е дека кај овој вид на фасети со минимална препарација се јавуваат промени на пародонталното

ткиво поради предимензионираност на забите, проследено и со естетско незадоволство од страна на пациентот^{34, 35}.

КЛ-2 се модифицирани фасети со минимална препарација, каде има редукција до 0.5 mm и 10% до 20% експониран дентин. Тоа би значело дека 80% до 90% од волуменот на емајлот е сочуван. Препарацијата останува во емајл, но можно е гингивално да постои мала изложеност на дентинот, со цел за јасно формирање на препарационите граници^{34, 36}.

КЛ-3 е класичниот (конзервативен) тип на фасети, каде по препарацијата останува 60% до 80% од емајлот интактен, а 20% до 40% од дентинот е експониран. Редукцијата се движи од 0.5 mm до 1 mm. И гингивално границата на препарација е подлабока и е изложен повеќе дентин, но сепак 70% до 80% од препарацијата мора да заврши во емајл. Поради подлабоката препарација, обезбедено е повеќе простор за реставративниот материјал и со тоа подобра естетика³⁴.

КЛ-4 е целосна фасета или класичен начин на целосно керамички дизајни и е универзално прифатена техника. Овде длабочината на препарација е 1 mm или повеќе, при што приближно 50% од волуменот на емајлот останува интактен и има повеќе од 40% изложен дентин. Периферната граница може да содржи од 50% до 70% емајл. Овој вид на фасети исто имаат свои функционални и естетски ограничувања, како помала фрактурна резистентност и помала маргинална адаптација^{34, 37}.

Некои примери за КЛ-1 фасети без-препарација или фасети со минимална препарација:

1. Lumineers, произведени од посебен вид на керамика, Cerinate, кој е пресуван фелтспат засилен со леуцитни нано кристали. Поради големата цврстина ова е една од најјаките леуцитно засилени керамики на пазарот и истите можат да се обликуваат во супер тенки фасети од 0.3 mm без да се зголемат шансите за нивно кршење³⁸.
2. Vivaneers, од Glidewell Labs, користат леуцитно засилени прес керамички инготи Prismatic ThinPress. Тие бараат минимална препарација од 0.3 mm, бидејќи во таа дебелина се произведуваат³⁹.
3. DURAtthin фасети
4. daVinci фасети, ултра тенки фасети кои бараат минимална препарација⁴⁰.

5. MAC фасети (Micro Advanced Cosmetic Division Veneers), произведени од MicroDental лабораторијата, изработени од пресувана керамика и бараат минимална препарација⁴¹.
6. IPS e.max Press Litium disilicate фасети, достапни и во инготи за пресување и во блокови за режење со CAD/CAM системот⁴².

2.5 Керамички материјали за изработка на порцелански фасети

Клиничкиот успех на третманот со порцеланските фасети во услови кога истите се индицирани ќе зависи и од правилниот избор на керамичкиот материјал и техниката на изработка.

Денес на пазарот се присутни многу керамички системи. Денталната керамика опфаќа голема група на неоргански не-метални материјали^{43, 44}. Од нив само два типа се индицирани за изработка на порцелански фасети, поради нивната транслуценција и можноста да се употребат во мали дебелини. Тоа се стакло-керамика и оксидна керамика.

2.5.1 Стакло - керамика

Овие керамички материјали во основата на својот состав го имаат силициумдиоксидот (SiO_2) и во различни количини содржат кварц, фелтспад и каолин, распределени во аморфна и кристална фаза. Зависно од застапеноста на различните компоненти и нивната големина, опишани се различни видови на подгрупи.

Во зависност од нивната микроструктура, стакло-керамиката се среќава како фелтспатна керамика или алумина керамика.

Фелтспатни керамички материјали

Првично порцеланските фасети се изработувани од фелтспатен порцелан. По развојот на керамиките, засилени со леуцитни кристали, и на стаклокерамиките – со

апатитни и литиумодисиликатни кристали, процентот на керамичките фасети изработени од традиционалните фелтспатни порцелани, значително е намален. Фелтспатни фасети⁴⁵ се создаваат со наслојување на смеса од стакло базирана керамика (SiO_2) кои доаѓаат во форма на прав и течност. Силициум диоксидот, исто така се нарекува силициум или кварц, содржи различни количини на алуминиум. Кога ќе се најдат во природата, овие алуминиумски силикати содржат и разни количини на калиум и натриум, па се нарекуваат фелспар. Фелспарите⁴⁶ се составени главно од силициум диоксид (60% -64%) и алуминиум оксид (20% -23%). Тие се подоцна модифицирани со цел да се создаде стакло кое ќе се користи за дентални реставрации⁴⁷:

- Конвенционална фелтспатна керамика

Поседува висока транспарентност и физички својства најблиску до емајлот, што допринесува и за нивната висока естетска вредност. Користејќи ги овие керамички материјали, техничарот со наслојување и печење, може да создаде фасети со оптички својства многу блиски до природните заби.

Сепак, овие керамички материјали имаат послаби механички карактеристики. Иако силата на свиткување кај нив обично е 60 до 70 МПа, таа неколку пати ги надминува вредностите од онаа на емајлот (10 МПа)⁴⁵.

Ниската механичка отпорност во комбинација со типот на изработка, ги прави порцеланските фасети подложни на фрактура при механички стрес. За да се зајакне конструкцијата, неопходно е да се оствари добра адхезивна врска на порцеланската фасета со емајлот. Потребата да се задоволат естетските барања на пациентите и принципите на минимално инвазивни техники на препарација, ја зголемија употребата на фелтспатните фасети, бидејќи од нив можат да се изработат реставрации со дебелина од 0.5 mm.

- Засилена фелтспатна керамика

1. Фелтспатна керамика засилена со леуцитни кристали ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2$), каде хемискиот сооднос на силициум диоксид и алуминиум оксидот е (68-18%). Поради идеалната дистрибуција на леуцитните кристали низ стаклениот матрикс и

контролираната кристализација, резултираат со зголемена механичка отпорност (160-300 МПа)⁴⁸ и намалена порозност, без истото да влијае на нивната транслуценција. Леуцитните кристали ја рефлектираат и расејуваат светлината со што создаваат чувство на длабочина.

2. Фелтспатна керамика засилена со литиум оксид ($\text{Li}_2\text{O} \cdot 2\text{SiO}_2$), каде застапеноста на силициум диоксидот е 57-80%, литиум оксид од 11-19% и алуминиум оксид од 0-5%. Ваквата хемиска структура ја зголемува механичката отпорност до 320-450 МПа. Најчесто од оваа керамика се изработува основата на фасетата. Над неа се наслојува естетска керамика која што е стаклокерамика со апатитни кристали. Оптичките својства на апатитните кристали, како и слоевитото нанесување на керамиката за изработка на фасетата ја подобруваат најзината естетска вредност⁴⁷.

Алумина керамика

Кај овие керамички материјали има поголема количина на алуминиум оксид (40-85%), за сметка на редукција на силициум диоксидот (15-60%). Иако овие материјали можат да се користат за изработка на фасети, почесто се употребувани за целосни коронки.

2.5.2 Оксидна керамика

Оваа група на керамички материјали во својот состав ги опфаќа алуминиум оксидот, циркониум диоксидот и титаниум диоксид, како и комплексните оксиди како спинел, ферит итн. Ова се поликристални материјали со малку или без стакло. Поради големиот опациетет (непроѕирност), тие најчесто се користат за изработка на внатрешната структура кај керамичките изработки.

- Алуминиум оксидна керамика (Al_2O_3), која опфаќа повеќе видови кои меѓусебе се разликуваат според процентуалната застапеност на алуминиум оксидот, која индиректно влијае на нивната механичка резистентност (400-800 МПа)⁴⁹. Кај некои кристалите на Al_2O_3 се синтеруваат и создаваат порозна матрица со незадоволителна

цврстина. По нејзиното инфилтрирање со стакло, цврстината на керамичкиот материјал многукратно се зголемува. Постојат и фабрички синтерувани кристали на Al_2O_3 . Така синтеруваната керамика поседува поголема прозрачност од керамиката на циркониум диоксидот и тоа ја прави подобра за случаите кога естетиката е од голема важност. Оваа керамика може да биде опишана како полукристална, бидејќи нема стакловидна фаза.

- Циркониум оксидна керамика, е поликристален материјал со тетрагонална структура делумно стабилизирани со итриум оксид. Во природата, циркониумот го нема во чиста состојба и може да се сретне како циркониум диоксид (ZrO_2). Тој е присутен во неколку алотропни форми. Од собна температура до 1770°C тој е во моноклиничка форма. Од 1770°C до 2370°C моноклиничката форма се трансформира во тетрагонална⁵⁰. Оваа структура на цирконијата е со исклучителна цврстина. Над 2370°C структурата е кубична. За да ја задржи тетрагоналната структура на собна температура се користат стабилизатори, како MgO , CaO , CeO_2 или Y_2O_3 ⁵¹. Во случај на надворешен стрес, тетрагоналната фаза преминува во моноклиничка, проследено со зголемување на волуменот до 3% и е опишано како мартензитна трансформација⁵². Тоа е проследено со зголемување во обем и на тој начин се стопира ширењето на дефектот, кој може да ја наруши конструкцијата. Оваа способност на цирконијата е предуслов за нејзината изразена цврстина и механичка отпорност⁵³, споредено со други материјали (900 MPa)¹.

2.6 Лабораториски техники за изработка на порцелански фасети

За изработката на порцеланските фасети стојат на располагање неколку методи:

- Печење на порцеланска фасета на платинска фолија
- Изработување на порцеланска фасета врз модел од огноотпорна маса
- Изработка на порцеланска фасета со пресување на керамички материјал
- Изработка на керамички фасети со CAD/CAM технологија

2.6.1 Печење на порцеланска фасета на платинска фолија

Ова е првата традиционална техника за изработка на порцелански фасети. Со овој метод можно е да се изработат фасети со дебелина од 0.2 mm, не бара посебна апаратура и истата може да се користи во секоја заботехничка лабораторија која поседува платинска фолија. Начинот на изработка е многу сличен како кај порцеланската цекет коронка. Првата фаза од лабораториската изработка е поврзана со подготовката на гипсеното трупче. Првин се коригираат сите недостатоци на забот, се премачкува гипсот под препарационата граница и се исцртуваат границите на препарација. Потоа следи сечење и адаптација на платинската фолија преку работниот модел. Тенката платинска фолија е со дебелина од 0.025 mm и служи како основа преку која се наслојуваат фелтспатни порцелански маси. Се врши моделација со цел да се добие посакуваната форма на фасетата и се пристапува кон печење на порцеланот. Фолијата се вadi по глазирањето и се пристапува кон следните лабораториски и клинички фази^{54, 55, 56, 57}.

2.6.2 Изработување на порцеланска фасета врз модел од огноотпорна маса

Оваа техника на изработка на порцеланска фасета е лесна за изведување, не бара специјална опрема и е често употребувана во заботехничките лаборатории. Моделирањето и печењето на традиционалните фелтспатни керамички маси се врши на работен модел од огноотпорна маса.

Првата фаза е излевање на работниот модел, по што следи негова подготовка за дублирање. Се исцртуваат границите на препарација со црвен молив, се нанесува рамномерен слој од средството за меѓупростор на целото забно трупче покривајќи 1 mm под границата на препарација. Дистанциониот лак ќе го осигура неопходниот простор за композитниот материјал при цементирањето.

Се дублира подвижно забно трупче кое се излева од огноотпорна маса со соодветен коефициент на термичка експанзија. Замешувањето на огноотпорниот материјал е според упатството на производителот. Треба да се внимава на соодносот помеѓу правта и течноста. Моделот се ослободува од отпечатокот откако ќе се стврдне огноотпорната маса. Рабовите на препарација се исцртуваат со специјална маса која што

може да издржи висока температура. Пред да пристапиме кон нанесување на керамичките маси, потребно е да се изврши термичка обработка т.е огноотпорното трупче да се дегасира од амонијакот кој се ослободува при реакцијата на стврднување на овој тип на огноотпорни материјали. Трупчето се потопува во водена бања се додека не се засити и не престане да се емитираат меурчиња. За да се запечати површината на забното трупче, истото се премачкува со глазура и се пече. Ова е потребно за да подоцна не ја апсорбира течноста од порцеланските маси⁵⁵.

Потоа следи слоевито нанесување и моделирање на порцеланските маси во зависност од клиничката ситуација. Крајната фаза е повторно глазирање на изработката и нејзина механичка обработка. За механичката обработка се користат гумички со дијамантски прав и дијамантски пасти. После тоа се пристапува кон ослободување на фасетата од огноотпорното трупче со помош на воздушна абразија. Треба да се внимава на рабовите на фасетата, па истите да бидат покриени со цел да не се оштетат⁵⁷.

2.6.3 Изработка на порцеланска фасета со пресување на керамички материјал

Методот на изработка на порцеланска фасета со пресување на керамички материјал се базира на употреба на надворешен притисок при висока температура за да се синтерува и формира керамичкиот надоместок во калап добиен со техника на загуба на восок. Првиот чекор е излевање на отпечатокот од тврд гипс по што следи подготовка на моделот (изработка на подвижни работни трупчиња, нанесување на средство за меѓупростор). Потоа се пристапува кон моделирање на фасетата од восок. Восочната фасета се вложува во специјални кивети користејќи фосфат-бондиран материјал за вложување. По топењето и отстранувањето на восокот, киветата се загрева на одредена температура соодветна на температура на топење на порцеланот, према упатството на производителот. Постапката се изведува во специјализирана печка за пресување. Керамичкиот материјал се инјектира под дејство на притисок преку огноотпорен клип, исполнувајќи ги празнините во огноотпорниот материјал кои настанале по отстранувањето на восокот. Потоа се ослободуваат пресуваните порцелански фасети од огноотпорната маса. Со овој метод може да се добие готова фасета која само ќе се глазира или почесто се врши и наслојување на керамичките маси врз неа, добивајќи многуслоевита и поестетска изработка^{54, 57}.

2.6.4 Изработка на керамички фасети со CAD/CAM технологија

Ова е најновата технологија за изработка на порцелански фасети каде првенствено се врши скенирање на препарацијата интраорално или пак на работниот модел⁵⁷. Конструкцијата се конструира со помош на компјутер и основата се изработува од блокче керамика. На ваков начин се добива основата преку која се пристапува кон наслојување на порцелански маси кои ќе ги задоволат естетските барања⁵⁸. При изборот на масите кои ќе се користат за наслојување треба да внимаваме нивниот коефициент на термичка експанзија да е адекватен на основата⁵⁹.

Изборот за материјалот и техниката на изработка ја носи терапевтот и е во зависност од индикациите и со цел да се задоволат естетските барања на пациентот. Во студијата на Sim и Ibbetson⁵⁴ покажано е дека најдобро маргинално затворање е постигнато со методот печење на порцеланска фасета на платинска фолија, потоа со изработка врз модел од огноотпорна маса и најлошо маргинално затворање се појавува со изработка на фасетите со пресување на керамичкиот материјал.

2.7 Препарација за порцелански фасети

Со цел да изработиме естетска и функционална реставрација од големо значење е и механичката отпорност на порцеланската фасетка. Таа треба да опстане и да се спротивстави на мастикаторните сили чија просечна вредност кај антериорни заби се движи од 20 до 160 N³¹.

На механичката отпорност на порцеланските фасети влијаат повеќе фактори:

- цврстината на материјалот
- методот на изработка

Меѓутоа, механичката отпорност на ламинатот зависи и од видот и обликот на препарацијата, кои заедно можат да се спротивстават на оклузалните и латералните сили на цвакопритисокот во текот на мастикацијата.

Постојат три основни причини поради кои е неопходна препарација при изработка на фасети и тоа: цврстина, правец на внесување и естетика.

Препарацијата на забите директно влијае на издржливоста и бојата (транслуценција и тон) на порцеланската фасета бидејќи со тоа се одредува дебелината на керамичкиот материјал и внатрешната контура.

Идеалното препарирање, освен што треба да создаде предуслов за успешна естетска реставрација, треба да ги зачува и биолошките и механичките барања на една протетичка изработка. За да го постигне тоа, клиничарот треба да одземе од твдата забна супстанца само колку што е неопходно и да процени каде ќе бидат лоцирани демаркационите линии.

Концептите поврзани со препарација на заби за порцелански фасети се променија во текот на последните неколку години. Иако првично се препорачуваше минимална препарација на забите за порцелански фасети или воопшто да не се одзема од тврдата забна супстанца, денешните верувања ја поддржуваат теоријата за одземање на забна супстанца⁶⁰ во различни количини која ќе овозможи оптимална магинална адаптација на финалната реставрација со задоволителна морфологија^{61, 62}. Со препарацијата се обезбедува простор за манипулација на техничарот и изработка на реставрација која нема да биде предимензионирана.

И покрај тоа што денес дентин адхезивните системи се многу подобрени, јачината на врската кај порцелан кој е врзан за емајлот е многу појака отколку кон дентинот^{35, 63}. Поради тоа, основно правило кое треба да се почитува во сите можни случаи е препарацијата да остане во емајл⁶⁴. На тој начин, се создава подобра врска помеѓу емајлот – композитниот цемент и порцеланската фасета⁶². Тоа е и предуслов за трајни естетски резултати и клинички долготрајна реставрација.

Многу студии потврдиле дека врската помеѓу емајлот – композитниот цемент – керамика е толку голема, што микропропустливоста, бојата и одлепувањето на фасетата ретко се случуваат^{65, 66}.

Кога зборуваме за видови на препарација за порцелански фасети, истото се однесува само на инцизалната регија на забот.

Општо прифатено мислење е дека длабочината на препарација треба да биде 0.5 mm. Сепак во зависност од клиничката ситуација т.е од позицијата на забот и неговата боја, длабочината на препарацијата може да се движи помеѓу 0.3-0.7 mm^{67, 68, 69}.

Сепак во практиката, оптималната длабочина на препарацијата се определува по темелната анализа на конкретната клиничка ситуација. Така, постојат многу клинички случаи кога има потреба од различно одземање во пооделни делови на забот. Длабочината на препарацијата може да се разликува во гингивална, средна и инцизална третина кај еден ист заб. Доколку со порцеланската фасета вршме естетска корекција на бојата, тогаш е неопходно длабочината на препарацијата да биде барем 0.7 mm.

Врз конечната одлука за неопходниот обем на одземената забна супстанца, свое влијание ќе има и лабораториската технологија на изработка на порцеланската фасета. Доколку фасетите се изработуваат со печење врз платинска фолија, минимална дебелина е 0.2 mm. Кај методот на изработка на порцелански фасети врз огноотпорна маса потребни се минимално 0.4 mm. Фасетите изработени со техника на пресување бараат да се одземе малку поголема количина од тврдата забна супстанца во гингивалната и средната третина.

Самиот материјал од кој ќе се изработува естетската реставрација исто така има влијание врз препарацијата. Керамичките материјали не треба да имаат остри рабови и агли. Тие се издржливи на притисок, но малку на истегнување, затоа демаркационата линија и самата препарација треба да осигураат потпора на керамичката фасета. Потребно е силите кои ќе дејствуваат на неа да се примаат како сили на притисок. Кај подебели слоеви на керамичка маса (над 2 mm), силите кои дејствуваат можат да се трансформираат во сили на виткање, кои предизвикуваат кохезивни фрактури кај порцеланската фасета. Во овој случај, освен фрактури, поради поголемото одземање од тврдата забна супстанца, доаѓа до експонирање на дентинот, со што се нарушува и адхезивното врзување.

Цервикално границата на препарација за порцеланските фасети треба да биде со заоблена стапалка⁷⁰ од 0.3-0.4 mm длабочина и истата да биде сместена паражингивално, освен доколку фасетите не се користат да маскираат пребојување па од естетски причини границата би се сместила субгингивално⁷¹. Заоблената стапалка ќе помогне во редукција на стресот на фасетата маргинално што се појавува при печењето. Исто така, порцеланот многу подобро ќе се адаптира на ова форма во текот на производството.

Границата на препарација треба да е јасна и видлива, за да техничарот полесно одреди до каде е посакуваната должина на фасетата. Сепак, помеѓу техничарите постои тенденција за предимензионирање на овој дел, со цел да се обезбеди поголема цврстина и да се осигураат клиничките фази. Затоа, ваквите предимензионирани граници треба на крајот да бидат истенчени и исполирани по цементирањето на порцеланската фасета⁷².

Во медијалната третина, длабочината на препарацијата може да се движи од 0.5-0.8 mm.

Проксимално, препарацијата мора да ја следи папилата и најдобро е доколку рабовите не се екстендираат позади контактната точка т.е контактната точка со агонистите да остане интактна. Доколку е неопходно да се препарира зад контактната точка, тогаш ќе е потребен некој вид на привремена реставрација, за сочувување на просторот во периодот меѓу препарацијата на забите и цементирањето на порцеланската фасета. Понекогаш е потребно да се екстендира цервикално кон гингивалниот сулкус за да се маскира дисколорацијата проксимално под интерденталната папила. Треба да се внимава за да не се направи стапалка и да се наруши правецот на внесување на изработката. Најчесто е потребно да се дотера границата на препарација во овој дел за да не остане остар дел од емајлот. Затоа е подобро да се користи дијамантски борер со помал дијаметар за препарација на демаркационата линија проксимално. Така ќе се овозможи сигурна препарација на забот без притоа да се оштети агонистот. Во овој дел фасетата треба да биде сместена парагингивално или минимално субгингивално кај anteriornите заби. При препарации проксимално многу е тешко да се постигне соодветна длабочина и емајлот да се сочува интактен. Затоа тука се одзема околу 0.3 mm, додека во медијалната третина препарацијата може да достигне 0.5-0.8 mm⁷³.

Препарациите за порцелански фасети на крај задолжително треба да бидат полирани.

Најчести грешки кои се јавуваат при препарацијата за порцелански фасети е поголемо или помало одземање на тврдата забна супстанца од неопходното⁷⁴. Понекогаш и кај еден ист заб можат да се забележат овие две крајности и да имаме поголемо одземање гингивално, а недоволно во средната и инцизалната третина на забот. За да оваа несакана појава се сведе на минимум се препорачува дозирана препарација.

Пред да се започне со препарацијата, многу е важно да се донесе одлука дали ќе се редуцира инцизалниот раб. Постојат четири основни препарациони дизајни во зависност од зафатеноста на инцизалниот раб (Слика 1):

- Препарација во форма на прозорец (window) - опишана од Grabber, каде фасетата се наоѓа во близина на инцизалниот раб, но не го зафаќа. Предност е што го задржува природниот емајл преку инцизалниот раб, но истиот е ослабнат со самата препарација, што е и недостаток на оваа техника, како и лошата естетика.
- Препарација во форма на перо (feather) – фасетата се протега по целата должина до инцизалниот раб на забот, но истиот не е редуциран. Предното водење е на природен заб/интактен емајл, но сепак ваквите фасети се нежни и лесно кршливи при протрузивни движења.
- Препарација со инцизално закосување (bevel) - буко-палатинална косина се препарира по целата широчина на работ, а воедно минимално се редуцира должината на забот. Границата е поставена така што фасетата не е подложна на директно смолкнување, освен при протрузија. Има подобра контрола врз инцизалната естетика и има правец на внесување при проба и цементирање на реставрацијата.
- Препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) (incisal overlap – palatal chamfer) - инцизалниот раб е редуциран и препарацијата е екстендирана палатинално. Има точно дефиниран буко-инцизален правец на внесување, обезбедено место за средството за цементирање и подобра естетика.



Слика 1. Препарациони дизајни

Моментално, сеуште нема доволно податоци што се однесува за најдобриот вид на препарација за ламинати. Постојат многу студии за клиничкиот успех на ламинатите. Сепак, многу малку од нив се фокусирани на влијанието на препарациониот дизајн врз успехот и трајноста на реставрацијата.

Различни студии даваат спротиставени резултати и заклучоци. Во последните 10 години опишани се многу различни стапки на клинички успех од 48 до 100%⁷⁵. Останува контраверзно, дали различните видови на препарација влијаат на фрактурната отпорност на порцеланските фасети и дали еден вид на препарација е супериорен над другите.

2.8 Отпечаточни материјали и отпечаточни техники

Една од клиничките фази која има големо влијание врз конечниот успех на протетичката терапија со порцелански фасети е да се обезбедат точни работни модели од оралните ткива. За таа цел потребни се перфектни отпечатоци.

За да се добие високо квалитетен отпечаток без деформации, неопходно е претходно да се направи разумен избор на отпечаточниот материјал, отпечаточната техника и лажица за отпечатување. Отпечатокот за изработка на порцеланска фасета не смее да се зема во загриз ниту пак без лажица.

2.8.1 Класификација на отпечаточните материјали

Отпечаточните материјали најчесто се класифицираат според нивните еластични својства на нееластични и еластични материјали, прикажани во Табела 1. Нееластичните материјали (термопластични материјали, восоци, гипс и ZOE- пасти) имаат ограничена примена за отпечатување. Еластичните материјали се поделени во две групи: хидроколоиди и еластомери.



Табела 1. Класификација на отпечаточни материјали

Три групи на отпечаточни материјали се опишуваат како најпогодни при изработка на порцелански фасети. Тоа се силикони, полиетри и реверзибилни хидроколоиди.

Реверзибилните хидроколоиди иако имаат исклучителна хидрофилност од една и ниска цена од друга страна, тие се неискористена алтернатива во практиката кај нас⁷⁶. Тоа се должи на слабата димензионална стабилност, можноста да бабрат во водена средина и да контрахираат на суво, ниска отпорност на кинење, не се соодветни кога треба да се отпечати гингивалниот сулкус, имаат потреба од дополнителна опрема и неопходно е нивно брзо излевање. Во последните години се употребува “хидроалгинатна” отпечаточна техника⁷⁷. Ова е лесна техника за изведување, при што реверзибилните хидроколоиди се инјектираат над препарираните заби и агонистите, а над нив се поставува алгинат во обична лажица за отпечатување.

Синтетските еластомери пак, значајно ги редуцираат двата главни проблеми кај хидроколоидите, како што се недостаток на димензионална стабилност и слабата отпорност на кинење. Оваа група ги опфаќа полисулфидите и полиетрите.

Иако полисулфидите имаат подобри карактеристики во однос на хидроколоидите, тие се инфериорни спредено со полиетрите и силиконите, па не се користат за отпечатување при изработка на порцелански фасети⁷⁸.

Полиетрите се најпостојани од сите отпечаточни материјали. Поради еластичните својства тие целосно се враќаат во првобитната состојба по завршената деформација. Не смеат да се чуваат во влажна средина поради нивната хидрофилност и афинитет да апсорбираат вода. Исто не смеат да се чуваат изложени на сончева светлина. Многу автори ги предлагаат полиетрите како најдобри за земање на отпечаток за порцелански фасети. Тие се хидрофилни, добро налегнуваат врз влажни површини и ризикот од создавање на шуплини во овој случај е најмал. Доколку отпечатокот е чуван во сува средина, тој е многу прецизен давајќи добра репродукција на работните модели дури и по неколку дена⁷⁸.

Силиконските отпечаточни материјали се класифицирани според нивниот метод на полимеризација на кондензациони и адициони.

Кондензационите силикони се најкористените маси за отпечатување и при добра отпечаточна техника со нив е возможно да се земе добар отпечаток без деформации. Тие се хидрофобни и при реакцијата на полимеризација се ослободува етил алкохол како спореден производ. Како последица на тоа кондензационите силикони имаат недоволна димензионална стабилност. Затоа моделот треба да се излее за 30 минути со цел да се

намалат резидуалните напони. Во последните години во стоматолошката практика се појавија и таканаречените подобрени кондензациони силикони, со подобра волуменска стабилност и хидрофилност која е конкурентна на адитивните силикони²².

Адиционите силикони се сметаат за отпечаточни материјали со најголема димензионална стабилност. Адиционите силикони се лесни за работа и можат да бидат директно инјектирани над препарираниите заби. Отпечатоци од овие материјали остануваат стабилни подолг период и можно е од еден отпечаток да се излеат неколку работни модели со ист квалитет⁷⁸. Адициониот силикон е познат и како поливинил-силоксан. Постојат различни фабрикации на адициони силикони, кои меѓусебе се разликуваат по нивната хидрофилност, манипулативни својства и сл. Сепак сите тие можат да се комбинираат меѓу себе, но неможе да се комбинираат адитивни со кондензациони силикони. Полимеризационата реакција кај адиционите силикони се одвива без нуспродукти. Сепак, таа може да биде инхибирана од различни состојки кои имаат сулфур. Затоа адиционите силикони не треба да дојдат во контакт со латекс ракавици. На тие места што биле во контакт можно е да не се полимеризираат. Со цел да се компензира хидрофобноста на адиционите силикони им се додаваат хидрофилни адитиви⁷⁹. Намалување на хидрофобноста на силиконот е можно и со додавање на сурфактанти, со што се олеснува излевањето^{80, 81}. Како и другите еластомери, имаат соодветна отпорност на кинење. Не се токсични и се со неутрална боја и вкус^{82, 83}.

2.8.2 Техника на отпечатување

Изборот на техниката на отпечатување е во зависност од повеќе фактори. Изборот се сведува помеѓу еднофазна и двофазна техника на отпечатување.

За порцеланските фасети се препорачува користењето на еднофазната техника на отпечатување. Причината за тоа е што тука се избегнува ризикот од еластична деформација, кој се среќава во втората фаза на коригирање кај двофазната техника. Дури и најмалата промена на позицијата на отпечатокот може да предизвика еластични деформации и истите да бидат фатални за крајниот резултат.

Од голема важност, кога ја користиме еднофазната техника на отпечатување е лажицата да не биде перфорирана. Тогаш, материјалот не истекува према надвор,

насочувајќи се према препарираниите заби. Лажицата треба да отстајува 3-4 mm од забните површини. Најдобро е отпечатокот да се земе од целата вилица особено при реконструкција на инцизалната линија. Можно е да се изработат порцелански фасети и со отпечаток од сегментна лажица, но тогаш забниот техничар нема информации за формата и големината на симетричните заби.

Најдобри резултати и најекономичен начин е доколку при отпечатување се користи индивидуална лажица. И индивидуалните лажици не треба да се перфорираат, за да не се намали компресијата на отпечаточната маса или пак механичката отпорност на лажицата.

За да се елиминира деформацијата поради одлепување на отпечаточната маса од лажицата, се употребуваат отпечаточни адхезиви со кои се премачкуваат лажиците.

Еднофазната отпечаточна техника е потешка за реализација, бидејќи бара добра организација, соодветни отпечаточни материјали и опрема, како и помош од сестрата.

При земањето на отпечаток за порцелански фасети со еднофазната отпечаточна техника најпрвин отпечаточната лажица се премачкува со адхезив и истиот се остава да се исуши. Потоа следи вадење на ретракционите кончиња, миење и сушење на гингивалниот сулкус. Клиничарот ја инјектира ретката маса преку препарираниите заби. Се почнува од гингивалниот сулкус и канилата се движи кон оклузално, постојано потопена во материјалот и не треба да се одвојува од забот, со цел да се избегне создавање на воздушни меури. Лажицата за отпечатување исполнета со маса со погуста конзистенција се поставува во устата на пациентот, при што се користи дозиран притисок за да лажицата не дојде во контакт со забите. Откако ќе се стврдне отпечаточниот материјал, се вади лажицата и се мие од крв и плунка. Отпечатокот се праќа во техника и се излева најрано по 30 минути, период кој е неопходен за стабилизирање на масата и враќање на еластичните деформации кои настануваат при вадење на отпечатокот.

Во случаи кога клиничарот работи сам или пак освен за фасети земаме отпечаток за изработка и на коронки, може да се користи и модифицирана двофазна отпечаточна техника. Оваа техника исто се препорачува кога се врши корекција на вертикалната димензија на загризот. При првиот отпечаток со погуста маса, во делот кај што се фасетите се става помала количина за да се елиминира прејакниот контакт на густата маса

со препарираните заби. Кај вториот, корекциониот отпечаток, се поставува поретка отпечаточна маса во лажицата а воедно и се ијнектира врз препарираните заби за фасети. На ваков начин, отпечатокот за фасети е како еднофазен, додека за коронки е класичен двофазен.

2.9 Цементирање на порцелански фасети

Значајна клиничка фаза која може да има големо влијание врз естетиката и механичката резистентност на конечната реставрација е цементирањето на изработката. Пред цементирање пожелно е да се направи проба на фиксно - протетичките изработки и да се провери нивното налегнување на препарираните заби, контактните точки, нивниот меѓусебен сооднос и бојата.

Порцеланските фасети пред да бидат цементираны се исклучително нежни и кршливи. Бидејќи сеуште не се глазирани, на нивната површина постојат многубројни дефекти, па едно појако притискање може да создаде сили на свиткување и фрактура на фасетата. Затоа при пробата фасетата се поставува внимателно и без притисок преку забот и се придржува на местото.

Кога ја оценуваме бојата, за да го избегнеме влијанието на тенкиот слој на воздух врз бојата на изработката, забните површини и површината на порцеланската фасета треба да бидат навлажнети. При користење на пасти за пробно цементирање⁸⁴, треба да се внимава на нивната боја. Најдени се разлики помеѓу нив и конечниот цемент од иста нијанса. Треба да се осигураме дека пастата за пробно цементирање е целосно растворлива во вода и да не се стврдува, во спротивно чистењето би било отежнато. Најчесто пробните пасти се изработени на база на глицерин или вода⁸⁵.

2.9.1 Материјали за цементирање

На пазарот има голем избор на материјали за конечно цементирање^{86,87}. Сите материјали за конечно цементирање можат да бидат класифицирани во две големи групи, самоврзувачки и адхезивни цемента. (Табела 2) Првата група на цемента се оние кои ја остваруваат ретенцијата со пополнување на празнините помеѓу реставрацијата и

забот, претварајќи се во цемент. Адхезијата е површински феномен составен од мокрење и микромеханичко заклучување (преплетување). Овие две групи на цементи се разликуваат по тоа што адхезивните цементи се значително поцврсти и нудат подобра ретенција и поддршка за нежните фиксно - протетички изработки.

Првата група на цементи се користат секогаш под метални изработки и се самоврзувачки. Адхезивните цементи можат да бидат самоврзувачки, двојнополимеризирачки или светлоснополимеризирачки.

Денес на пазарот постојат 4 големи класи на самоврзувачки цементи – цинк фосфатни, поликарбоксилатни, класични глас јономерни и модифицирани глас јономерни^{88,89}. Од адхезивните цементи постои само еден вид – композитни цементи каде има три подтипови. Со развојот на цементите, тие се појаки, поцврсти, адхезивни, помалку растворливи, со подобра естетика и полесни за работа. Во табела 2 се наведени главните предности и недостатоци на двете групи на цементи како и пример од брендови за секоја група поделно. Во Табела 3 се претставени препорачаните цементи во зависност од видот на реставрацијата.

Композитни цементи – се карактеризираат со исклучителна цврстина, адхезија, ниска раствориливост и висока естетика⁹⁰. Тоа им овозможува да бидат користени кај нежните естетски реставрации.

Со остварување на добра врска помеѓу порцеланската фасета и забното ткиво се зголемува механичката резистентност на керамичката изработка, се заштитуваат забните ткива и се намалува постоперативната осетливост. Во процесот на врзување учествуваат две гранични површини: едната е помеѓу композитниот цемент и керамиката, а другата помеѓу композитниот цемент и забните ткива. Препарацијата да остане во емајлот е неопходно за да се овозможи адхезивната врска меѓу композитниот цемент и површината на забот, а со тоа и подобра дистрибуција на стрес во системот емајл-композит-керамика^{91,92}. Иако резултатите од новите дентин адхезивни системи се многу ветувачки, врската е подобра со емајлот. Бондирањето и овозможува на реставрацијата да се однесува како интегрален дел од забната структура. Интимниот контакт овозможува подобра дистрибуција на стрес и превенира локално оптоварување на нежниот и кршлив материјал. Фактори кои влијаат на бондирањето влијаат на долготрајноста и успехот на самата реставрација⁹³.

Вид на цемент	Производители	Предности	Недостатоци
Цинк фосфат цементи	Fleck's™	Долго клиничко искуство	Можна постоперативна сензитивност Висока растворливост Ниска цврстина
Поликарбоксилатни цементи	Durelon™	Слабо ослободување на флуор Ниска постоперативна осетливост	Висока растворливост Слаба адхезија Ниска цврстина
Глас јономерни цементи	Ketac™ Cem Fuji 1®	Ослободува флуор Се врзува за заби и метал Лесно за употреба	Можна постоперативна сензитивност Маргинална растворливост Чувствителни на влага
Модифицирани глас јономерни цементи	RelyX™ Luting Cement RelyX™ Luting Plus Cement Fuji PLUS™ FujiCEM™	Ослободува флуор Се врзува за заби и метал Лесно за употреба Минимална или отсуство на маргинална растворливост Ниска постоперативна осетливост	Прашок чувствителен на влага Бабрење или линейна експанзија
Композитни цементи - Total Etch Cement Systems - Self-Etching Primer Cement Systems - Self-Adhesive Cement Systems	Variolink® II Calibra® C&B Metabond® RelyX™ Veneer Cement Panavia™ F RelyX™ Unicem Cement	Голема цврстина Висока естетика Ниска растворливост Висока адхезија Голема цврстина Нема потреба од нагризување на дентинот Ниска растворливост Висока адхезија Ниска постоперативна осетливост Голема цврстина Висока естетика Ниска растворливост Висока адхезија Лесни за употреба Ниска постоперативна осетливост Лесно отстранување	Сензитивна техника Има потреба од нагризување, прајмери и адхезиви Можност за постоперативна осетливост Тешко се отстранува Тешко се отстранува Има потреба од посебен прајмер Недоволно клинички студии Достапни само во капсули

Табела 2. Класификација на цементи

	Метал/ метал-керамика/мостови инлеи/онлеи	Копозитни коронки/ инлеи/ онлеи	Цирконија/ алумина керамички коронки/ мостови	Традиционални фелтспатни/ пресувана керамика/ коронки/ инлеи/ онлеи	Композитни или порцелански фасети
Цинк фосфат	✓				
Поликарбоксилат	✓				
Глас јономерни	✓		✓		
Модифицирани глас јономерни	✓		✓		
Композитни цемента	✓	✓	✓	✓	✓

Табела. 3 Препорачаните цемента во зависност од видот на реставрацијата.

Според механизмот на активирање на реакцијата на полимеризација, композитните цемента се поделени во три групи:

- Самополимеризирачки композитни цемента
- Светлоснополимеризирачки композитни цемента
- Двојнополимеризирачки композитни цемента

Светлоснополимеризирачки композитни цемента најчесто се употребуваат за цементирање на порцеланските фасети. Полимеризацијата се одвива со помош на сина светлина. Имаат време на работа кое ги задоволува клиничките барања и е диктирано од клиничарот. Поседуваат најдобра адаптација на боја од сите композитни цемента. Доколку имаат поголема транспаренција композитните цемента даваат поприроден изглед на конечната изработка. Користење на опактни цемента⁹⁴ е во случај кога се маскира забот и истиот го прават монохроматски, најчесто кај изразени дисколорации на заби⁹⁵.

Според некои студии⁹⁶, во нормални услови цементот има најмало влијание кон крајниот резултат, допринесувајќи помалку од 10% за крајната боја на конструкцијата. Сепак овој процент е значаен. Треба да се процени влијанието на цементот врз конечната

реставрација, бидејќи со употреба на неадекватен цемент може да биде компромитиран посакуваниот ефект⁹⁷.

Доколку порцеланската фасета е подебела од 0.8 mm, препорачливо е да се дуплира времето на светлосна полимеризација со цел да се овозможи цементот да ја достигне максималната цврстина⁹⁸.

Клиничката фаза на цементирање на порцеланските фасети е проследена и со претходно нагризување и бондирање на изработката. Во однос на ова, композитните цементи на пазарот можат да бидат:

- Целосно нагризувачки системи
- Само нагризувачки системи и
- Само адхезивни системи.

Првите два системи се комплицирани за изведување. Тие се хидрофобни и осетливи на влага. Контакт со вода или пак ткивна течност во било која фаза на цементирање ќе доведе до намалена адхезија, зголемена постоперативна осетливост⁹⁹, со што се ограничува нивната употреба во услови кога неможеме да постигнеме апсолутно суво работно поле.

Само адхезивните системи се понова генерација на производи со поедноставена употреба. Подносливи се на влага¹⁰⁰ и со минимални шанси за постоперативна осетливост¹⁰¹, со што имаат широко поле на индикации¹⁰².

Независно од големата разновидност на композитните цементи, цементирањето на керамичните фасети се врши по еден единствен редослед:

- Обработка на подлогата за цементирање на порцеланската фасета
- Подготовка на препарираните забни ткива за адхезивно врзување
- Нанесување на композитниот цемент и позиционирање на порцеланската фасета
- Отстранување на вишокот композитен цемент, финаирање и полирање на зоната на премин.

Во случаи кога се цементираат повеќе фасети секогаш се започнува со централните инцизиви и се продолжува кон дистално¹⁰³.

2.9.2 Обработка на подлогата за цементирање на порцеланската фасета

Оваа подготовка е со цел да создаде површина богата со микроретенции и услов за хемиска врска помеѓу керамичкиот материјал и композитниот цемент. Тука се опфатени:

- Пескарење (воздушна абразија) на керамичката површина, со прав од Алуминиум Оксид (Al_2O_3) со финост на честичките од 50 μm и притисок од 2 бара. Така се обезбедува рапава површина, која обезбедува создавање на подобра врска со композитниот цемент. Овој метод е најчесто користен кај фасети изработени од керамика на база на алуминиум оксид или циркониум оксид.
- Нагризување на керамичката површина – при тоа стаклокерамиката се нагризува со гел на флуороводородна киселина, а не со гел на ортофосфорна киселина, со кој се нагризуваат емајлот и дентинот. Со нагризувањето се отстранува дел од стакловидната фаза, се откриваат кристалите, создавајќи рапава и порозна површина. Бидејќи флуороводородната киселина не ги разјаднува кристалите на алуминиумовиот и циркониумовиот оксид, истите не се нагризуваат. Времето на нагризување е во зависност од концентрацијата на флуороводородната киселина и од препораките на производителите. Според R. Bertolotti (2007)¹⁰⁴ концентрација на HF меѓу 2,5-10%, нанесени за 2-3 минути се најчесто користени за нагризување на порцеланот и повеќето керамички маси кои се употребуваат за прес техника. Доколку нагризувањето е продолжено од препорачаното може да предизвика микропукнатини на порцеланската фасета кои ја намалуваат нејзината механичка резистентност¹⁰⁵.
- Силанизирање на керамичките површини е вториот чекор во обработката на керамичките површини пред цементирањето. Силаните се органски соединенија на силициум, кои со помош на ОН групата можат да создадат хемиска врска со керамичката површина, а преку кополимеризацијата на органскиот радикал со смолата од композитниот цемент. На тој начин тие создаваат хемиски мост (Si-O-Si-O-R1) помеѓу керамиката и органската матрица на композитниот цемент¹⁰⁵. Сушењето на силановиот раствор е од големо значење. На тој начин се отстранува водата, алкохолот и оцетната киселина, па така се забрзува

кондензационата реакција помеѓу керамиката и силиановиот продукт. Резултат на тоа е создавање на здрава ковалентна врска помеѓу порцеланот и силианот. По нанесувањето на сврзувачкиот адхезив од композитниот материјал кон силанизираната керамичка површина и по нејзиното полимеризирање, се остварува хемиска врска помеѓу силианот и композитот. На тој начин, силианот ги поврзува овие два дијаметрално различни материјали.

2.9.3 Подготовка на препарираниите забни ткива за адхезивно врзување

И оваа клиничка фаза е во зависност од избраниот композитен цемент и се врши според упатството на производителот. Препарираниите заби пред цементирањето првин се нагризуваат. Гелот прво се нанесува на емајлот и по 15 секунди на дентинот. Се остава уште 15 секунди и се измива со обилен млаз вода. При тоа се внимава гелот за нагризување да не ги допре соседните заби. Во спротивно би се создале услови за појакано врзување на композитниот цемент и усложнување на последователните клинички постапки (отежнато чистење на цементот или да се наруши точното пасување на следните фасети). Нагризаните површини потоа се премачкуваат со прајмер, адхезив и бонд кои се дуваат со слаба воздушна струја.

2.9.4 Нанесување на композитниот цемент и позиционирање на порцеланската фасета

Композитниот цемент се нанесува на нагризаната, силанизирана и премачкана со смола површина од фасетата. Не се препорачува чување на композитниот цемент во ладилник. Во таков случај се чека да постигне собна температура за да не влијае на неговите псеудопластични својства, особено на опакерот¹⁰⁶.

Фасетата се поставува преку препарираниот заб премачкан со адхезив и внимателно се притиска да налегне на забот и да излезе вишокот на материјал. Доколку е претходно обезбеден поголем простор за цементот (поголем од 100 микрометри) се зголемува внатрешниот стрес и можноста за фрактура на фасетата^{61, 107}.

2.9.5 Отстранување на вишокот композитен цемент, финаирање и полирање на зоната на премин

Доколку фасетата е добро позиционирана, може да се пристапи кон отстранување и на другите вишоци. На крај се врши проверка на оклузија и артикулација. По потреба се одзема од керамиката од палатинално користејќи финозрнести борери. Потоа површината се полира со дијамантска паста или со гумички, кои имаат фин дијамантски абразив.

2.10 Механичка отпорност на порцелански фасети

Со цел да изработиме естетска и функционална реставрација од големо значење ни е и механичката отпорност на порцеланската фасетка.

Постојат неколку методи на тестирање за да се оценат механичките карактеристики на денталната керамика, како тест на истегнување, на притисок, тест за свиткување, црстина и дијаметрален тест за издржливост на истегнување. Кршлив материјал, како што е стоматолошката керамика има помала цврстина на истегнување отколку на притисок. Важно е да се напомене дека со користење на различни методи на тестирање се добиваат различни вредности за силата која предизвикува лом на изработката, со што нивна директна споредба не секогаш е возможна.

Тестот на свиткување е популарниот не само за испитување на стоматолошката керамика, туку и за денталниот цемент¹⁰⁸ и полимерите¹⁰⁹, поради лесното изведување и подготовка на примероците. Биаксијалниот тест на свиткување најчесто се употребува при одредување на фрактурните карактеристики на керамичките материјали¹¹⁰. Сите овие тестови се изведуваат на специјални керамички дискови. Сепак, поради комплексната геометриска форма на реставрациите од типот на порцелански фасети, истите методи неможат да бидат применети на нив. Во овој случај не постои единствена тестирачка методологија за мерење.

Долготрајноста и успехот се препишуваат на подобрата дистрибуција на стрес¹¹¹. Најчести опишани видови на неуспех биле расцементирање, промена на боја, маргинални дефекти во палато-инцизалната регија и зголемен процент на лоша

маргинална адаптација исто во палато-инцизалниот регија¹¹². Што се однесува до маргиналната адаптација споредено со препарација во форма на прозорец, кај дизајнот со зафатен инцизален раб се опишани полоши резултати¹¹³. Ова може да се објасни со контракцијата на порцеланот во процесот на печење.

Доколку терапевтот се одлучи за реставрација без препарација, фасетата директно се бондира за непрепарираниот забна површина. Статистичките анализи на расположливите податоци опишуваат висока стапка на неуспех од 56% со овој вид на дизајн. Најчестите причини за неуспех биле дебондирање и фрактура¹¹⁴. Неизвршената препарација на забот е една од главните причини за високата стапка на неуспех¹¹⁵. Причината за ова е што концентрацијата на стрес е помала кај реставрациите цементираны за препарирани заби^{116, 117}.

Highton и сор¹¹³ утврдиле дека кај порцеланските фасети изработени по овој дизајн при протрузивни движења поголема количина од забната супстанца е вклучена во дистрибуцијата на стресот. Исто така, овој вид на препарационен дизајн ја зголемува механичката отпорност на фрактура. Со тоа, зголемена е и внатрешната отпорност на порцеланот^{61, 111, 113}.

И покрај големиот успех и долготрајноста¹¹⁸ на истите, сепак се појавуваат и неуспеси. Според студиите на Alhekeir¹¹², Calamia¹¹⁹, Chen¹²⁰, Nordbsh¹²¹ и Strassler¹²² најчестиот неуспех е промената на боја на порцеланската фасета. Ваква промена била регистрирана дури кај 43,48%¹¹² од испитаниците.

Сепак повеќето автори^{123, 124, 125} во своите студии опишуваат дека како најчест неуспех се појавува фрактурата¹²⁶. Опсегот на фрактура оди од нецелосна пукнатина - иницијални Херцови пукнатини¹²⁷, интермедијални радијални пукнатини¹²⁸ до катастрофална промена – фрактура¹²⁹ (лом на фасетата). Зголемена дебелина на порцеланот, редуцираниот емајл и нивна комбинација, има позитивен ефект во зголемување на отпорноста за појава на катастрофална фрактура, но исто благо ја намалува резистентноста за иницијални Херцови пукнатини. Со зголемување на дебелината на порцеланот, емајлот и нивна комбинација, сили потребни да предизвикаат иницијална фрактура и катастрофален неуспех значително се зголемуваат¹¹⁴.

Фрактурната ресистентност на еден материјал е дефинирана како максимално оптоварување што може да го издржи материјалот до појава на фрактура. Механичката

цврстина на керамиката е претставена со силата со која материјалот се спротивставува на пластична деформација како фрактура или свиткување, додека отпорот на материјалот на продлабочување на пукнатините и кршење ја претставува механичката тврдина¹³⁰. Керамиката е крут материјал кој има мала цврстина на истегнување¹³¹. Недостаток е и неспособноста да се витка како и тенденцијата за кршење при минимална деформација¹³². На механичката отпорност на порцеланската фасетка влијаат повеќе фактори¹³³. Еден од факторите е цврстината на материјалот и методот на изработка^{134,135,136, 137}.

При зголемено функционално оптоварување^{1, 138} треба да се користат материјали со голема отпорноста на фрактура. Фасетите се изложени на поголем стрес и притисок во случаи кога има поголеми делови на неподржан порцелан (при затворање на поголеми дијастеми или реконструкција на фрактурирани заби), длабок загриз, кога фасетите се цементираат за дентин или композитни полнења или пациенти со бруксизам¹³⁹. Кај овие високо ризични клинички ситуации изборот¹ се сведува на керамики со поголема цврстина, алумина или цирконија.

Доколку порцеланската фасета се изработува врз модел од огноотпорна маса⁵⁴ со метода на наслојување истата ќе зависи од умешноста на техничарот, од хомогеноста на керамичката каша, времетраењето на печење и ладење, број на печења и контракција на масата. При конечна обработка на порцеланот неговата површина се нарапавува и се појавуваат микропукнатини, поради што е потребно да се исполира и глазира. Глазурата ги пополнува тие микропукнатини, ги покрива порозитетите и со создавање на компресивен притисок за време на ладењето ја зголемува цврстината на материјалот^{136, 137}.

Меѓутоа, механичката отпорност на ламинатот зависи и од видот и обликот на препарацијата^{140, 141}, кои заедно можат да се спротивстават на оклузалните и латералните сили на цвакопритисокот во текот на мастикацијата.

Моментално, сеуште нема доволно податоци што се однесува за најдобриот вид на препарација за ламинати. Постојат многу студии за клиничкиот успех на ламинатите. Сепак, многу малку од нив се фокусирани на влијанието на препарациониот дизајн врз успехот и трајноста на реставрацијата. Различни студии даваат спротиставени резултати и заклучоци. Останува контраверзно, дали различните видови на препарација влијаат на

фрактурната отпорност на порцеланските фасети и дали еден вид на препарација е супериорен над другите.

Во својата студија од 2011 година, Ashish и соп¹¹⁶. прават обид да ја утврдат врската помеѓу клиничкиот успех и видот на препарација, врз база на постоечката литература.

Според оваа студија се тврди дека препарацијата во форма на прозорец се спротивставува на највисоки сили на оптоварување до појава на фрактура со стапка на клинички успех од скоро 89%. Khin¹⁴² опишал дека кај овој вид на препарација не се појавил неуспех.

Од други автори се презентирани сосема спротивни резултати. Дел од нив како најотпорна и со клинички најголем успех ја препорачуваат препарацијата во форма на перо.

Во *in vitro* студијата на Hahn P, Gustav M, Hellwig E¹⁴⁰ испитувано е влијанието на инцизалната препарација и механичката отпорност на забот реставриран со порцеланска фасета. Од трите вида на препарација, препарација во форма на перо, препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) и без препарација, како најотпорна се покажала препарацијата во форма на перо, додека најмала фрактурна отпорност била забележана кај препарацијата со инцизален преклоп (палатинален жлеб).

Поголем дел од авторите сепак препорачуваат со препарацијата да биде зафатен и инцизалниот раб. Christensen¹²⁴, во неговата студија го следел дизајнот во форма на перо во период од 3 год и добил одлична маргинална адаптација. Забележал некои дисколорации при крајот на третата година но тоа го препишал на слабата деградација на цементот. Кај 13% од случаите имало оштетување по 3 години. Најчестата локација за фрактура била инцизалната регија. Поради ова, Christensen препорачал модификација на инцизалната регија со цел да се редуцира неуспехот, покривање на инцизалниот раб¹¹⁶.

Поради контроверзноста на резултатите, ќе напоменеме и студии кои потенцираат дека видот на препарациониот дизајн нема влијание врз механичката отпорност на порцеланската фасетка т.е дека не постои статистички значајна разлика во долготрајноста и механичката отпорност помеѓу природните интактни заби и заби

реставрирани со порцелански фасети кај различни видови на препарација. Така, Meijering¹¹⁸ опишува дека не постои разлика помеѓу препарацијата кога не е зафатен инцизалниот раб со оние каде истиот е препариран¹⁴³.

Heymann¹⁴⁴ и Lambrechts¹⁴⁵ во своите студии советуваат дека парафункционалните навики често доведуваат до пропустливост нарушувајќи ја маргиналната адаптација, па индиректно ја намалуваат ретенцијата на порцеланските фасети.

Фрактура на порцеланските фасети најчесто се појавува на инцизалниот раб на реставрацијата поради присуство на поголем стрес. Повеќето неуспеси почнуваат од расцементирање на фасетата инцизално, со што се појавува внатрешен притисок и сила на истегнување од околу 25 МПа кај сите видови на препарациони дизајни. Поради тоа најподложна на фрактура е фасетата во инцизалната регија. Заклучокот се согласува со студијата изведена од Touati и sor¹⁴⁶. во 1999 со процентот на неуспехот на третманот со порцелански фасети. Тие утвдиле дека 90% од фрактурите на фасетите се јавуваат на инцизалниот раб или пак на мезијалниот и дисталниот агол.

Одредени анализи потврдија дека е од големо значење постоењето на простор и минимална дебелина на композитниот цемент со цел да се редуцира стресот аплициран на фасетата¹⁴⁷.

Фрактурната резистентност е во голема зависност и од правецот во кој дејствува силата. Интеринцизален агол од 135 степени е аголот под кој се наоѓаат максиларните порцелански фасети при мастикација и протрузивни мандибуларни движења и тој не е паралелен на надолжната оска на забот¹⁴⁸. И функционалните и парафункционалните сили аплицирани на палатиналната површина ја придвижуваат керамичката фасета кранијално.

Клинички студии^{149, 150} потврдија дека фасети цементирани за мандибуларни инцизиви се помалку подложни на фрактури, поради помалку деструктивната природа на силите на притисок која се јавува на инцизалните рабови. Најчесто клинички фрактури се јавуваат на порцелански фасети цементирани на горни максиларни инцизиви¹⁵¹.

Според Оono К.¹⁵² и соработници концентрација на стрес е забележана во близина на точката на оптоварување и во цервикалната регија, независно од условите на оптоварување во однос на неговата локализација и правец.

Во случај кога силата е аплицирана под агол од 45 степени во однос на вертикалната оска, целокупната вредност на стресот е зголемена, како резултат на тоа што локацијата на точката на оптоварување е оддалечена од региите кои поднесуваат оптоварување. Во случај кога силата е аплицирана нормално на вертикалната оска на инцизалниот раб, забележан е највисок стрес споредено со другите услови на оптоварување.

Дистрибуцијата на стрес кај реставрирани заби е во голема зависност и од Јунговиот модул на порцеланскиот материјал. Особено кај плитки препарации во емајлот маргинално, поголем стрес на истегнување е забележан кај повисокиот Јунгов модул во композитниот цемент во близина на лабиогингивалната граница. Кога јака сила се аплицира на инцизалниот раб под прав агол, најголема е можноста за фрактура во гингивалната регија или пак во близина на точката на оптоварување¹⁵³.

Така, различни студии даваат спротивставени резултати и заклучоци, па е нејасно дали различните видови на препарација влијаат на фрактурната отпорност на порцеланските фасети и дали еден вид на препарација е супериорен над другите. Од сите досегашни резултати од спроведените студии се укажува потреба од дополнителни испитувања со цел да добиеме естетски конструкции кои ќе поседуваат и подобри механички карактеристики.

3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Моментално, сеуште нема доволно податоци што се однесува за најдобриот вид на препарација за ламинати. Иако постојат многу студии за клиничкиот успех на ламинатите, сепак многу малку од нив се фокусирани на влијанието на препарациониот дизајн врз успехот и трајноста на реставрацијата. Различни студии даваат спротиставени резултати и заклучоци. Останува контраверзно, дали различните видови на препарација влијаат на фрактурната отпорност на порцеланските фасети и дали еден вид на препарација е супериорен над другите. Оттука се наметнува потребата за испитување на механичката отпорност на порцеланските фасети изработени кај различни видови на препарациони дизајни, со цел да се постигне максимална фрактурна резистентност.

Целите на истражувањето во дисертацијата се следниве:

Цел 1

Да се тестира, анализира и утврди влијанието на видот на препарацијата и тоа помеѓу препарација во форма на перо, препарација со инцизално закосување и препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) врз фрактурната резистентност на порцеланските фасети кај централни инцизиви.

Цел 2

Со микроскопирање да се утврди и дефинира видот на настанатата промена - одлепување, фрактура или расцементирање на ламинатот.

Цел 3

Да се утврди најчестата локализација на настанатата промена на порцеланската фасета.

4. ХИПОТЕЗИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Во оваа докторската дисертација ќе се потврдат или отфрлаат следните хипотези:

Хипотеза 1

Не постои зависност помеѓу различните видови на препарација за порцеланските фасети и нивната механичка отпорност.

Хипотеза 2

Не постои разлика помеѓу видот на настанатата промена кај порцеланските фасети со различни видови на препарација.

Хипотеза 3

Не постои разлика во локализацијата на настанатата промена на порцеланската фасета во зависност од видот на препарациониот дизајн.

5. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ

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

Целото испитување, изведувањето на експериментите и анализата на резултатите се изведени во соработка со следните институции:

1. Стоматолошки факултет –УКИМ, Скопје
2. Факултет за медицински науки – Дентална медицина, УГД-Штип
3. Факултет за природни и технички науки, УГД-Штип

Во студијата се испитуваа порцелански фасети кај максиларни централни инцизиви кои беа изработени со метода на наслојување врз огноотпорно трупче кај три различни видови на препарациони дизајни – препарација во форма на перо, препарација со инцизално закосување и препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб).

Бидејќи природните заби покажуваат многу варијации како резултат на годините, индивидуалната структура, време и место на чување на екстрахираните заби, а воедно и јачината на атхезивната врска на цементот на површината на емајлот може да влијае на биомеханичкото однесување при тестирањето, се со цел да ја стандардизираме големината на изработените порцелански фасети испитувањето го вршевме на метални трупчиња. Поради комплексната геометриска форма на реставрациите не постои единствена тестирачка методологија за мерење. Примероците беа фиксирани во специјален држач и оптоварени во универзална тестирачка машина до оштетување на експерименталниот примерок.

5.1 Изработка на метални трупчиња

За потребите на испитувањето беа изработени три метални трупчиња на кои подоцна беа цементирани и испитувани порцеланските фасети. Со цел да биде стандардизирано испитувањето, беше избран еден екстрахиран хуман максиларен централен инцизив на кој беше извршена првенствено препарација во форма на перо. Препарацијата беше вршена по сите принципи за препарација за порцелански фасети, цервикално границата на препарација е со заоблена стапалка од 0.3-0.4 mm длабочина,

во медијална третина 0.8 mm и проксимално, препарацијата да не се екстендира позади контактната точка. Во случајот кај препарациониот дизајн во форма на перо, со препарацијата се обезбедува простор фасетата да се протега по целата должина на забот, до инцизалниот раб, но истиот не е редуциран.

Потоа забот беше дублиран со силиконска маса Doublident (WP Dental) и од истата беа изработени калапи, од кои подоцна се изработуваа и огноотпорните трупчиња.

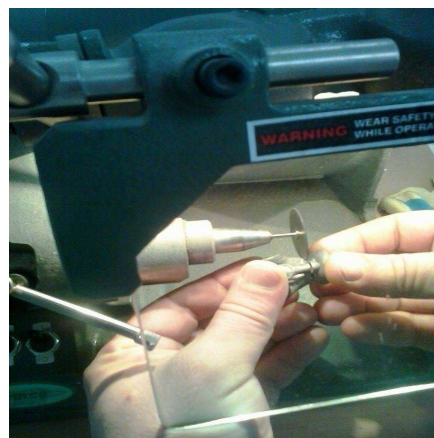
На истиот заб, подоцна беа извршени и препарациите со инцизално закосување и препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) и соодветни силиконски калапи. При тоа препарациите во цервикалниот дел и во медијалната третина остануваа интактни и се вршеше корекција само инцизално. Па кај препарацијата со инцизално закосување буко-палатиналната косина се препарира по целата широчина на забот и минимално се редуцираше должината на забот. Кај препарацијата со инцизален преклоп (палатинален жлеб), инцизалниот раб се редуцираше 2 mm и препарацијата беше екстендирана палатинално каде границата на препарација исто завршуваше со заоблена стапалка од 0.3-0.4 mm.

Силиконските калапи беа користени за изработка на металните, а подоцна и за огноотпорните трупчиња.

За добивање на металните трупчиња, калапите беа исполнети со восок, потоа восочните примероци беа извадени, вложени со фосфатна маса за вложување и беа излеани во апарат за леење. Експерименталните примероци од метал беа изработени од легура Wiron 99 (Bego) со состав: Ni – 65%, Cr – 22.5%, Mo – 9.5%, Nb – 1%, Si – 1%, Fe – 0.5%, Ce – 0.5%. По леењето и обработката на металните трупчиња, истите беа спремни за цеметирање на порцеланските фасети. (слика 2, 3, 4)



Слика 2. Излеани метални трупчиња



Слика 3. Обработка на металните трупчиња



Слика 4. Добиени метални трупчиња

За изработка на порцеланските фасети беше користен методот врз модел од огноотпорна маса. За таа цел првин беа изработени огноотпорни трупчиња, за што ги користевме силиконските калапи. Калапите ги исполнивме со поретко замешана фосфатна маса за вложување Polivest (прашок) + Polisol (универзална експанзиска течност) (Polident). (Слика 5)



Слика 5. Фосфатна маса за вложување Polivest/ Polisol (Polident)

Примероците беа оставени да отстојат и да се стврднат во калапите. Поради порозноста и кршливоста на масата, на дното на силиконските калапи со игла направивме мал отвор за воздух и трупчињата беа вадени со помош на воздух под компресија. (Слика 6)



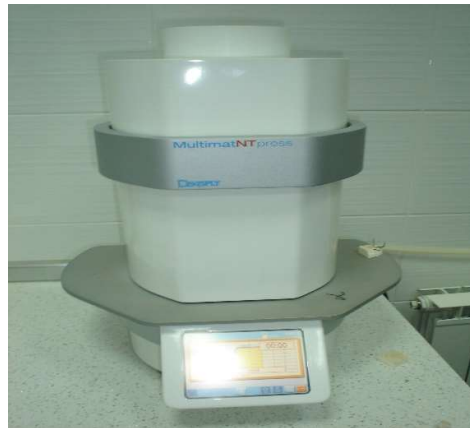
Слика 6. Силиконски калапи за добивање на огноотпорни трупчиња

Така беа направени по 30 огноотпорни трупчиња за секој вид на препарација поодделно.

- 1 група – 30 огноотпорни трупчиња за препарација во форма на перо
- 2 група – 30 огноотпорни трупчиња за препарација со инцизално закосување
- 3 група – 30 огноотпорни трупчиња за препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб)

Сите добиени огноотпорни трупчиња чии граници на препарација беа оштетени при вадењето од силиконскиот калап не се користеа во испитувањето.

Со цел огноотпорните трупчиња да ја добијат потребната цврстина и да можат да се користат за нанесување на керамичка маса, истите беа синтеруваани во печка за печење керамика MultimatNT Press (Densply). (Слика 7, 8)



Слика 7. Печка за печење на керамика MultimatNT Press (Densply).



Слика 8. Синтерување на огноотпорните трупчиња

При синтерување на огноотпорни трупчиња за изработка на порцелански фасети, програмата за синтерување треба да ги запази следниве параметри (Слика 9):

- Предсушење – 10 мин
- Сушење – 15 мин
- Температура на предгревање - 575°C
- Време на предгревање – 1:05 мин
- Стапка на загревање - 65°C/мин
- Крајна температура - 1000°C
- Време на чекање – 10:00 мин
- Вакум – 10:00 мин



Слика 9. Програма за синтерување

По синтерување на огноотпорните трупчиња истите беа потопени во вода, се додека се појавуваат меури, со цел да се заситат и да не повлекуваат течност од порцеланската маса. Сега, огноотпорните трупчиња беа спремни за наслојување на керамика и изработка на порцеланските фасети.

Материјалот кој го користевме за изработка на порцеланските фасети во ова испитување беше Duceram Kiss (Dentin D A2, Incizal S2, Glasur + Ducera liquid) – DeguDent. Првенствено, се замеша масата за глазура со специјална течност и во тенок слој се нанесуваше на огноотпорното трупче. (Слика 10)

За фиксирање на трупчето за постаментот во печката се користеше IPS Object Fix Flow (Ivoclar Vivadent). (Слика 11)



Слика 10. Маса за глазура (Duceram Kiss, DeguDent)



Слика 11. IPS Object Fix Flow (Ivoclar Vivadent)

Се вклучи програмата за глазура која ги има следниве параметри:

- Предсушење – 2 мин
- Сушење – 2 мин
- Температура на предгревање - 575°C

- Време на предгревање – 00:00 мин
- Стапка на загревање - $75^{\circ}\text{C}/\text{мин}$
- Крајна температура - 830°C
- Време на чекање – 01:00 мин
- Вакум – 00:00 мин

По ова прво печење, огноотпорното трупче со слојот глазура повторно беше ставен во сад со вода и стоеше се додека се појавуваа меури. Дури тогаш се пристапува со нанесување на керамичката маса.

Порцеланот во форма на прашок (дентинска и инцизална маса) се мешаше со посебна течност во специјален сад да се добие порцеланска каша со која постепено се моделираше фасетата. Моделацијата најчесто се одвива во две фази – прво нанесување и печење и корекционо (второ) нанесување на порцеланска маса и печење. По потреба се прави и трето печење.

Програмата за првото печење треба да ги има следниве параметри (Слика 12):

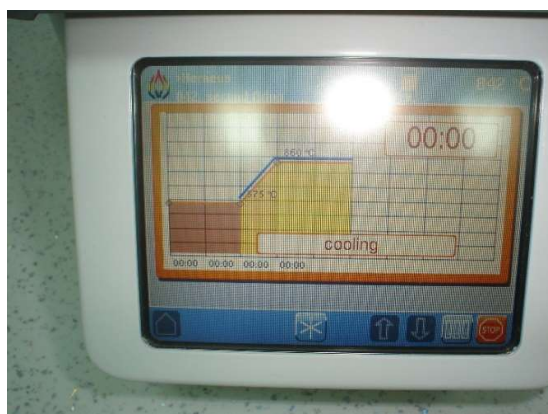
- Предсушење – 2 мин
- Сушење – 2 мин
- Температура на предгревање - 575°C
- Време на предгревање – 00:00 мин
- Стапка на загревање - $75^{\circ}\text{C}/\text{мин}$
- Крајна температура - 880°C
- Време на чекање – 01:00 мин
- Вакум – 01:00 мин



Слика 12. Програма за прво печење

Параметрите за второто печење се (Слика 13):

- Предсушење – 2 мин
- Сушење – 2 мин
- Температура на предгревање - 575°C
- Време на предгревање – 00:00 мин
- Стапка на загревање - 75°C/мин
- Крајна температура - 860°C
- Време на чекање – 01:00 мин
- Вакум – 01:00 мин



Слика 13. Програма за второ печење

Доколку има потреба и од трето печење, следниве параметри треба да се подесат (Слика 14):

- Предсушење – 2 мин
- Сушење – 2 мин
- Температура на предгревање - 575°C
- Време на предгревање – 00:00 мин
- Стапка на загревање - 75°C/мин
- Крајна температура - 840°C
- Време на чекање – 01:00 мин
- Вакум – 01:00 мин



Слика 14. Програма за трето печење

По завршеното второ или трето печење, беше извршена контрола на дебелината на изработената фасета со помош на дебелометар, мерејќи го букопалатиналниот пречник на забот во три точки. Исто така, беше извршена и контрола на должината на фасетата. На тој начин беше направено стандардизирање на добиените примероци. (Слика 15)



Слика 15. Мерач на дебелина

На крај, повторно се нанесе глазурна маса во тенок слој и се печеше во истата програма за глазура. Техничкиот дел на нанесување на керамички маси на огноотпорните трупчиња беше готов. (Слика 16)



Слика 16. Порцелански фасети на огноотпорни трупчиња

За да конечно ги добиеме порцеланските фасети, беше потребно да се изврши пескарење (воздушна абразија) со прав од Алуминиум Оксид (Al_2O_3) со финост на честичките од 50 μm и притисок од 2 бара. (Слика 17)

Слика 17. Пескарење со Al_2O_3

На крај, порцеланските фасети беа пробувани и упасувани на металните трупчиња, а по потреба беа обработувани со гумички. (Слика 18)



Слика 18. Добиени порцелански фасети

Цементирањето беше извршено со помош на двојно полимеризирачки композитен цемент RelyX™ U200 (3M ESPE). (Слика 19)



Слика 19. Цементирање на порцеланските фасети

5.2 Метод

Податоците што ги среќаваме во литературата за мерење на механичката отпорност на порцеланските фасети се делат на две големи групи: испитувања кои се извршени во *in vitro* и *in vivo* услови.

In vivo испитувањата се прилично потешки и подолготрајни за изведба, па затоа за евалуација на карактеристиките на фиксните керамички материјали и реставрации најчесто се применуваат *in vitro* лабораториски испитувања.

In vitro испитувањето овозможува побрзо и ефикасно мерење без присуство на субјективни фактори од страна на пациентот (сила на цвакопритисок, вид на мастикација и вид на храна) иако доста е тешко да се постигнат критериуми аналогни на тие во устата при лабораториско испитување.

Литературните податоци за фрактурната резистентност на порцеланските фасети укажуваат на непостоење на стандардизирана и единствена методологија на мерење и сето тоа најверојатно поради комплексната геометриска форма на реставрациите.

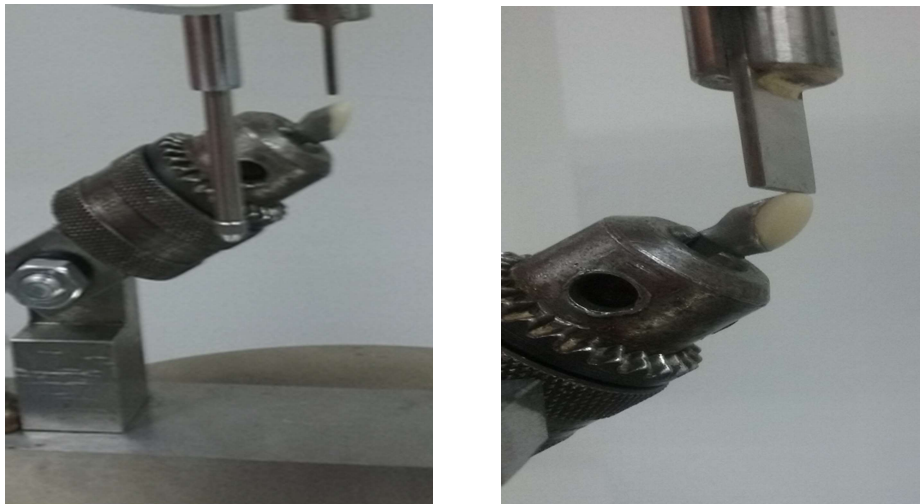
Примероците од сите три групи беа испитувани на триаксијална тестирачка машина (cyclic/stress path triaxial system) TRITECH WF 10056. (слика 20)



Слика 20. Триаксијална тестирачка машина TRITECH WF 10056.

За потребите на испитувањето беше изработен специјален алат од високо легиран не'рѓосувачки челик. Алатот во кој се фиксираат експерименталните примероци беше поставен на долниот дел од тестирачката машина. Тој се состоеше од четири дела и тоа (Слика 21):

- Хоризонтален дел (постоље) кое директно налегнува на тестирачката машина е со димензии 120x40x20 mm и на внатрешната (долна) страна има жлеб 76x13x6 mm кој налегнува на соодветното испакнување на тестирачката машина.
- Вертикален дел кој е фиксиран на постољето со димензии 60x20x20 mm.
- Дел кој е фиксиран со вертикалниот дел под агол од 45° со димензии 33x20x15 mm и
- Стезна глава (футер) во која се фиксираат експерименталните примероци.



Слика 21. Специјален алат од високо легиран не'рѓосувачки челик во кој се фиксираат експерименталните примероци

На горниот дел на тестирачката машина беше монтиран специјално изработен алат со димензии 73x15x2 mm. Со него се вршеше притисок на инцизалниот раб на порцеланската фасета цементирана на металното трупче кој беше фиксиран така да неговата надолжната оска со хоризонталата зафаќа агол од 45°. Притисок се вршеше со брзината на движење на тестирачката машина од 0.5 mm/min се до моментот на прва пукнатина или фрактура односно оштетување на експерименталниот примерок. Таа сила беше дефинирана како сила на лом на фасетата. (Слика 22)



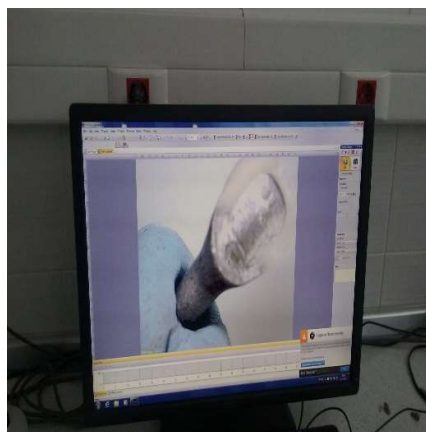
Слика 22. Притисок на експерименталниот примерок до појава на оштетување

Вредностите кои се читаат на потенциометарот со помош на посебна табела се преведуваа во њутни (N). (Слика 23)

[illegible]

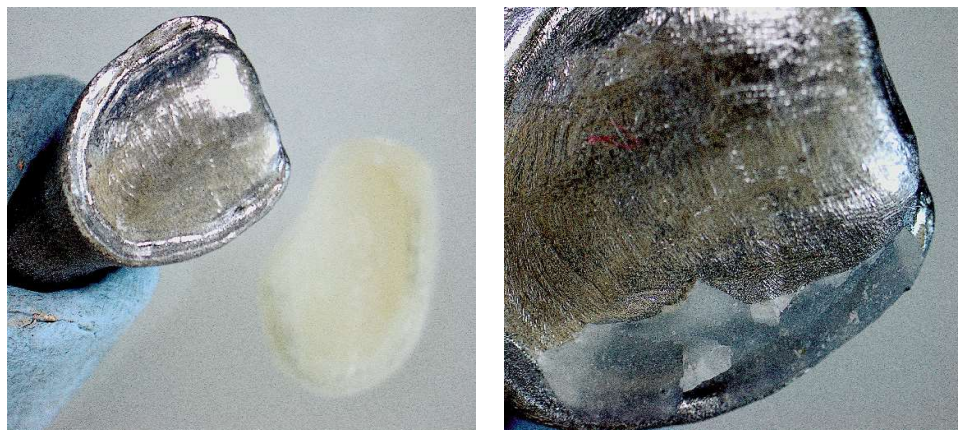
Слика 23. Табела за добивање на вредности на сила на лом

Промените кои настануваат од типот на олупување, фрактура или расцементирање на фасетата се регистрираат и со голо око и микроскопски (Olympus microscope SZ2-ILST). (Слика 24)



Слика 24. Olympus microscope SZ2-ILST

Воедно беше забележана и најчестата локализација на фрактура. Локализацијата се класифицираше како инцизална, гингивална или комбинација. (Слика 25, 26, 27, 28)



Слика 25. Промена од тип на одлепување



Слика 26. Фрактура на фасета со инцизална локализација



Слика 27. Фрактура на фасета со гингивална локализација



Слика 28. Фрактура на фасета со комбинирана локализација

5.3 Статистичка анализа

Статистичката анализа е изработена во статистички програми: STATISTICA 7.1; SPSS 17.0; Собраните податоци се обработени со помош на следните статистички методи:

- Базите на податоците се формирани со примена на специфични компјутерски програми за таа намена. Нивната обработка се изврши со помош на стандардни дескриптивни и аналитички методи.
- Атрибутивните статистички серии се анализираат со одредување на коефициент на односи, пропорции, стапки и со утврдување на статистичката значајност меѓу откриените разлики - Тест на разлики - Difference тест.

- Нумеричките серии се анализирани со мерки на централна тенденција и со мерки на дисперзија на податоците (просек и стандардна девијација).
- Статистичката сигнификантност на разликите се анализирани со Mann-Whitney U тест.
- Статистичката сигнификантност на повеќе од две варијабли, разликите се анализирани со Analysis of Variance – ANOVA. Постои голем избор на така наречени post hoc тестови кои се изведуваат по ANOVA - тестот кога тој дава статистички значајни резултати. Овие тестови се нарекуваат и тестови на повеќекратна споредба. Цел им е да откријат која разлика (помеѓу повеќето варијабли) се заслужни за вкупниот статистички значаен резултат. Во студијата е користен Post hoc Tukey HSD тест
- Корелативните - асоцијациони односи се реализираа со помош на Pearson Chi square.
- Со Shapiro-Wilk's тест се испитуваше нормалната расподелба на варијаблите
- За CI (confidence интервал $\pm 95\%$ CI) е дефинирана статистичката значајност за ниво на грешка помало од 0,05 (p).
- Резултатите се прикажани табеларно и графички.

6. РЕЗУЛТАТИ

Во истражувањето се вклучени 90 примероци (модели) порцелански фасети, специјално подготвени за експериментот и поделени во три групи:

- I група – 30 порцелански фасети со препарација во форма на перо
- II група – 30 порцелански фасети со препарација со инцизално закосување
- III група – 30 порцелански фасети со препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб)

Сите три групи на модели се подложни на механичка сила за испитување на механичката отпорност која доведува до промени од типот на одлепување и фрактура.

Во I група како последица на механичката сила, во помал процент се регистрира фрактура кај 20.0% од примероците, а одлепување кај 80.0%. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу типот на промени - фрактура наспроти одлепување според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.0000$). (таб и граф 1)

Во II група како последица на механичката сила во помал процент се регистрира одлепување кај 6.7% (два) од примероците, а фрактура кај 93.3%. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу типот на промени - фрактура наспроти одлепување според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.0000$). (таб и граф 1)

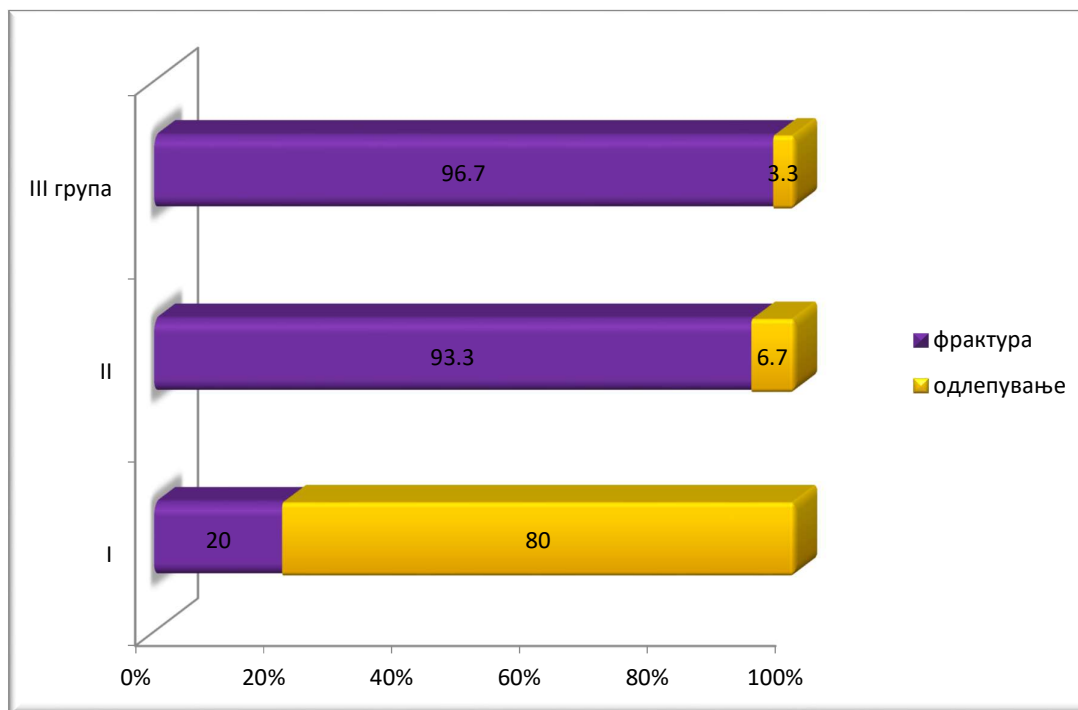
Во III група како последица на механичката сила се регистрира одлепување кај 3.3% т.е. кај еден од примероците, а фрактура кај 96.7%. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу типот на промени - фрактура наспроти одлепување според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.0000$). (таб и граф 1)

Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу регистрацијата на фрактури и одлепувања помеѓу групите е статистички сигнификантна помеѓу I група наспроти II и I група наспроти III група за $p < 0.05$ ($p = 0.0438$).

Табела бр. 1 Приказ на промените настанати кај примероците под дејство на механичка сила според групите

Промени	I група		II група		III група	
	Број	%	Број	%	Број	%
Фрактура	6	20.0	28	93.3	29	96.7
Одлепување	24	80.0	2	6.7	1	3.3
Вкупно	30	100.0	30	100.0	30	100.0

Графикон бр. 1 Приказ на промените настанати кај примероците под дејство на механичка сила според групите



Во текот на истражувањето се регистрираше статистички сигнификантна зависност помеѓу видот на настанатите промени (фрактура и одлепување) и трите различни видови на препарација кај примероците (Pearson Chi-square: 53.6508, $df=2$, $p=0.000000$). (таб 1)

Во I група како последица на механичката сила во помал процент се регистрира комбинирана локализација кај 33.3% од примероците со фрактура, а инцизална локализација е најчестата локализација и се регистрира кај 66.7%, гингивалната локализација не се регистрира.

Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу локализацијата на фрактурата комбинирана наспроти инцизална според Difference тестот е статистички несигнификантна за $p>0.05$ ($p=0.2473$). (таб и граф 2)

Во II група во помал процент се регистрира гингивална локализација на фрактурата кај 10.7% од примероците, потоа следува инцизална локализација кај 35.7%, а комбинираната локализација е најчестата локализација и се регистрира кај 53.6%.

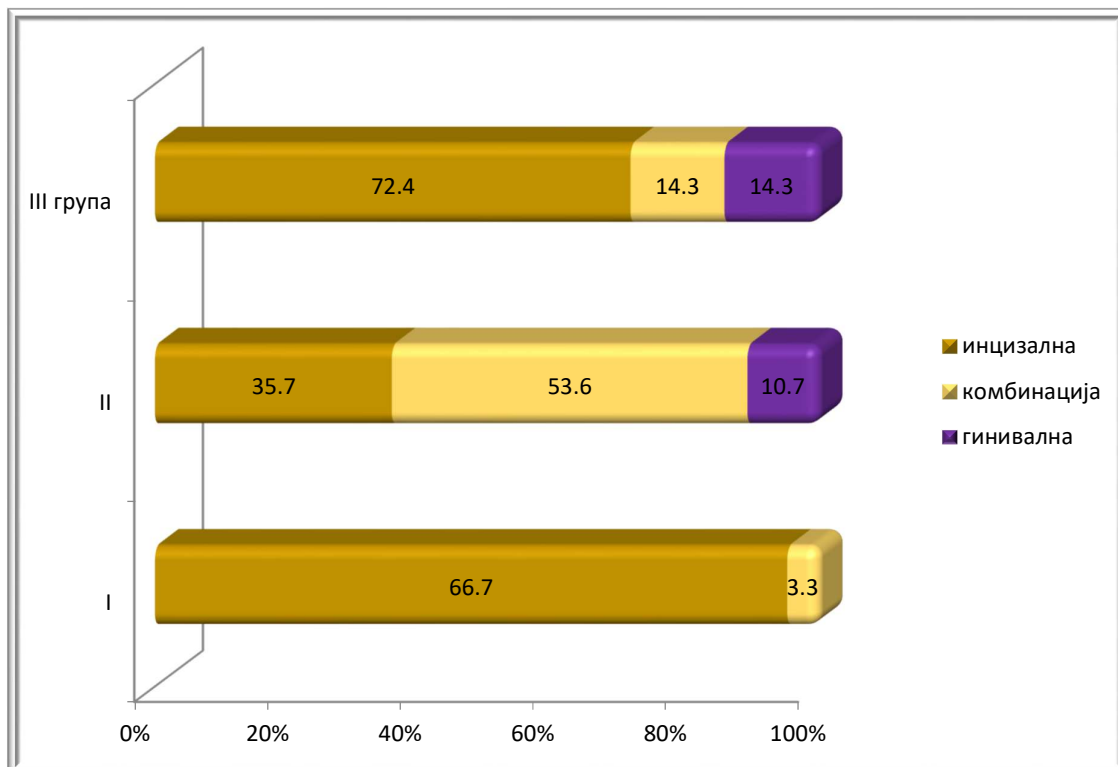
Процентуалната разлика која се регистрира според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p<0.05$ помеѓу локализација гингивална наспроти комбинирана и инцизална ($p=0.0267$, $p=0.0006$), процентуалната разлика помеѓу комбинирана наспроти инцизална локација е статистички несигнификантна за $p>0.05$ ($p=0.1779$). (таб и граф 2)

Во III група во подеднакво се регистрира комбинирана и гингивална локализација на фрактурата кај 14.3% од примероците, а инцизалната е најчестата локализација и се регистрира кај 72.4%. Процентуалната разлика која се регистрира помеѓу комбинираната и гингивалната локација наспроти инцизално според Difference тестот е статистички сигнификантна за $p<0.05$ ($p=0.0000$). (таб и граф 2)

Табела бр. 2 Приказ на локализација на промената - фрактура настаната кај примероците под дејство на сила според групите

Локализација	I група		II група		III група	
	Број	%	Број	%	Број	%
Инцизално	4	66.7	10	35.7	21	72.4
Комбинација	2	33.3	15	53.6	4	14.3
Гингивално			3	10.7	4	14.3
Вкупно	6	100.0	28	100.0	29	100.0

Графикон бр. 2 Приказ на локализација на промената - фрактура настаната кај примероците според групите



Во текот на истражувањето се регистрираше статистички сигнификантна зависност помеѓу локализацијата на настанатите промени (инцизална, гингивална и комбинација) и трите различни видови на препарација кај примероците (Pearson Chi-square: 11.2217, df=4, p=0.024182). (таб2)

Просечната вредност на механичката сила која доведува до промени кај порцеланските фасети - примероците од првата група изнесува 150.2 ± 38.9 N и е најниска во однос на останатите две групи, минималната вредност изнесува 86.2 N, а максималната 237.0 N. (таб и граф 3)

Просечната вредност на механичката сила која доведува до промени кај порцеланските фасети - примероците од втората група изнесува 192.8 ± 45.7 N, минималната вредност изнесува 112.0 N, а максималната 323.2 N. (таб и граф 3)

Просечната вредност на механичката сила која доведува до промени кај порцеланските фасети - примероците од третата група изнесува 246.8 ± 50.4 N и е највисока во однос на останатите две групи, минималната вредност изнесува 176.7 N, а максималната 422.4 N. (таб и граф 3)

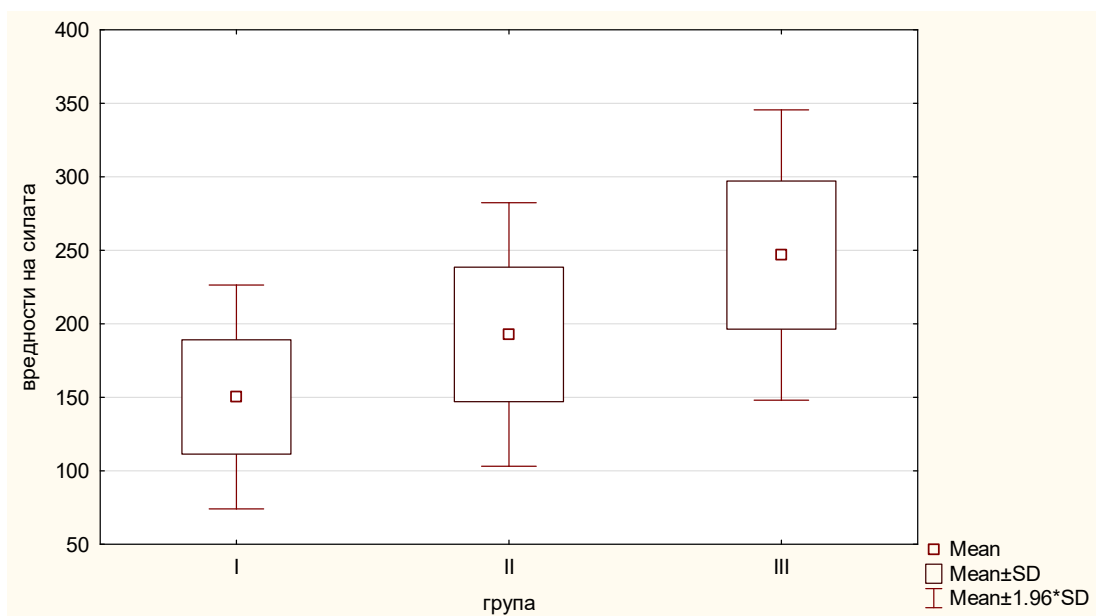
Разликата помеѓу просечните вредности на механичката сила помеѓу трите групи на порцеланските фасети - примероци според АНОВА тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.000000$). (таб.4)

Постои голем избор на така наречени post hoc тестови т.е. тестови кои се изведуваат по АНОВА тестот кога тој дава статистички значајни резултати. Се нарекуваат уште и тестови на повеќекратна споредба. Цел на овие тестови е да ја откријат разликата (помеѓу повеќе примероци) која е “заслужна“ за вкупниот статистички значаен резултат. Според post hoc тестот - Tukey HSD тест за просечните вредности на механичката сила, статистичката сигнификантност се должи помеѓу I група наспроти II, I група наспроти III, и II група наспроти III, за $p < 0.05$ ($p = 0.001423$, $p = 0.000107$, $p = 0.000141$). (таб.5)

Табела бр. 3 Приказ на просечната механичка сила на делување според групите

Групи	Просек	Број - N	Стд.Дев.	Минимум	Максимум
I	150.2	30	38.85595	86.2	237.0
II	192.8	30	45.73917	112.0	323.2
III	246.8	30	50.39463	176.7	422.4

Графикон бр. 3 Приказ на просечната механичка сила на делување според групите



Табела бр.4 Приказ на Analysis of Variance тестот

SS – Effect	df – Effect	MS – Effect	SS – Error	df – Error	MS – Error	F	P
140489.4	2	70244.70	178102.8	87	2047.158	34.31327	0.0000 00

Табела бр.5 Приказ на Post hoc Tukey HSD тест

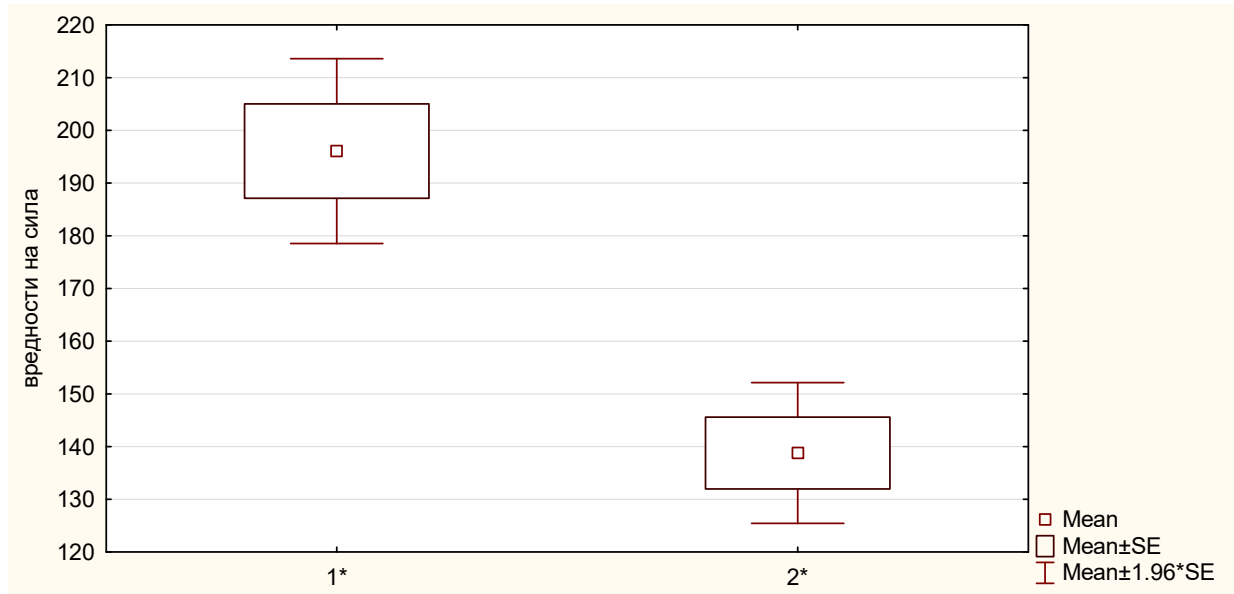
Група	{1} - M=150.24	{2} - M=192.77	{3} - M=246.79
I {1}		0.001423	0.000107
II {2}	0.001423		0.000141
III {3}	0.000107	0.000141	

Табела бр. 6 Приказ на просечната вредност на механичката сила која е употребена во I група според видот на настанатата промена

Просек – 1*	Просек – 2*	Број - 1*	Број - 2*	Стд.Дев. – 1*	Стд.Дев. – 2*
196.0667	138.7833	6	24	21.92092	33.38217

1*-Фрактура
2*-Одлепување

Графикон бр. 6 Приказ на просечната вредност на механичката сила која е употребена во I група според видот на настанатата промена



1* - Фрактура

2* - Одлепување

Табела бр. 7 Приказ на Mann-Whitney U тест за I група

Група 1*	Група 2*	U	Z	p-value
159.5000	305.5000	5.500000	3.421941	0.000622

Просечната вредност на употребената механичка сила во првата група при настанување на промената - фрактура изнесува 196.1 ± 21.9 N, а при одлепувањето

просечната вредност на употребената механичка сила е пониска и изнесува 138.8 ± 33.4 N. (таб и граф 6)

Според Mann-Whitney U тест разликата помеѓу просечните вредности е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.000622$). (таб.7)

Просечната вредност на употребената механичка сила во втората група при настанување на промената - фрактура изнесува 195.3 ± 44.7 N, а просечната вредност на употребената механичка сила при одлепувањето е пониска и просечно изнесува 157.3 ± 64.0 N. (таб и граф 8)

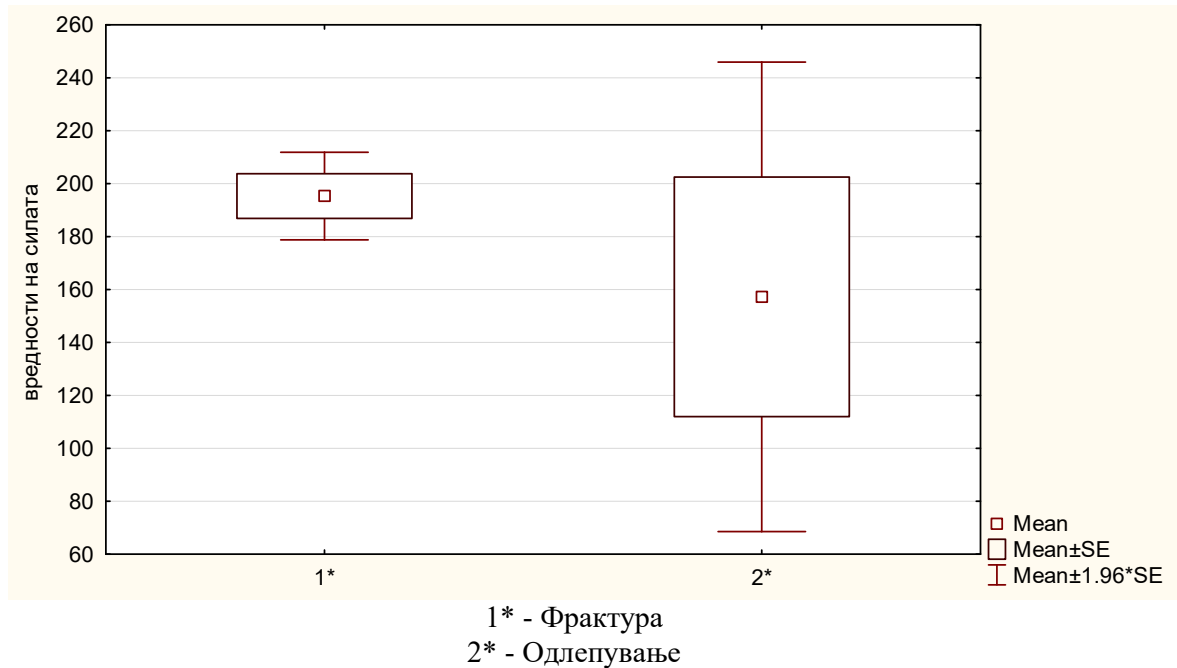
Според Mann-Whitney U тест разликата помеѓу просечните вредности на употребената механичка сила е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($p = 0.588910$), но со напомена дека само кај два примерока настанува одлепување. (таб.9)

Табела бр. 8 Приказ на просечната вредност на механичката сила која е употребена во II група според видот на настанатата промена

Просек – 1*	Просек – 2*	Број - 1*	Број - 2*	Стд.Дев. – 1*	Стд.Дев. – 2*
195.3036	157.2500	28	2	44.66828	63.99316

1* - Фрактура
2* - Одлепување

Графикон бр. 8 Приказ на просечната вредност на механичката сила која е употребена во II група според видот на настанатата промена



Табела бр. 9 Приказ на Mann-Whitney U тест за II група

Група 1*	Група 2*	U	Z	p-value
441.0000	24.00000	21.00000	0.540417	0.588910

Просечната вредност на употребената механичка сила во третата група при настанување на промената - фрактура изнесува 249.2 ± 49.5 N, а при одлепувањето

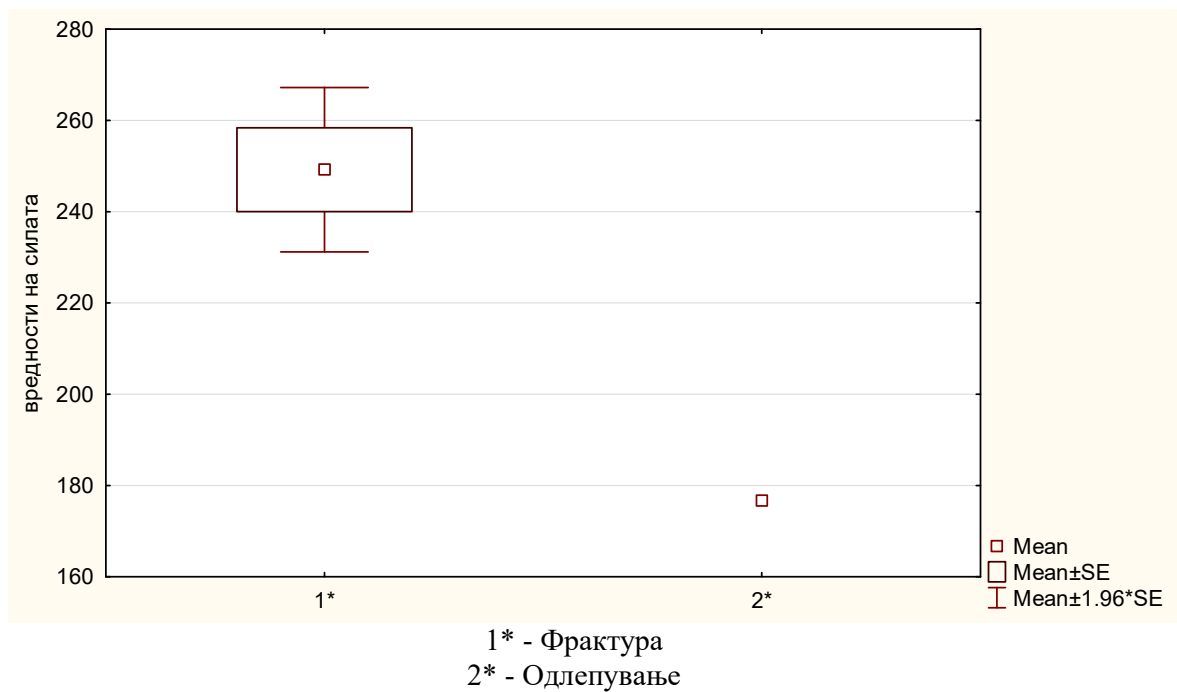
вредноста на механичката сила просечно изнесува 176.7 N, но со напомена дека се регистрира само кај еден примерок одлепувањето. (таб и граф 10)

Табела бр. 10 Приказ на просечната вредност на механичката сила која е употребена во III група според видот на настанатата промена

Просек – 1*	Просек – 2*	Број - 1*	Број - 2*	Стд.Дев. – 1*	Стд.Дев. – 2*
249.2069	176.7000	29	1	49.48555	0.00

1* - Фрактура
2* - Одлепување

Графикон бр. 10 Приказ на просечната вредност на механичката сила која е употребена во III група според видот на настанатата промена



Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на механичката сила која доведува до настанување промена - фрактура во трите групи (видот на препарационен дизајн) (196.1 N, 195.3 N- најниска II група и 249.2 N - највисока III

група) (граф 11а) според Analysis of Variance тестот е статистички сигнификантна за $p < 0.05$ ($p = 0.000093$). (таб.11)

Според post hoc тестот - Tukey HSD тест за силата, статистичката сигнификантност се должи помеѓу I група наспроти III, и II група наспроти III, за $p < 0.05$ ($p = 0.031320$, $p = 0.000215$). (таб.12)

Табела бр.11 Приказ на Analysis of Variance тестот помеѓу просечните вредности на механичката сила при настаната промена фрактура во трите групи

SS – Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
45250.40	2	22625.20	124841.5	60	2080.691	10.87389	0.000093

Табела бр.12 Приказ на Post hoc Tukey HSD тест

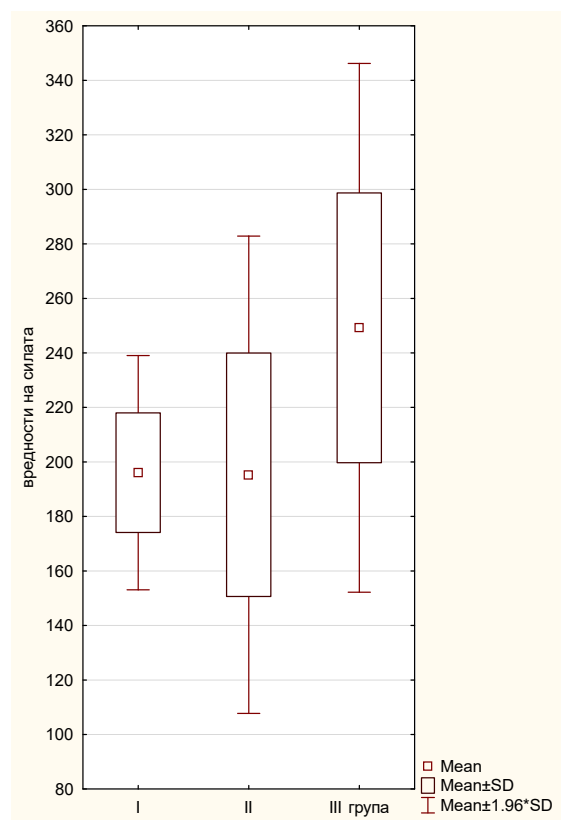
Група	{1} - M=196.07	{2} - M=195.30	{3} - M=249.21
I {1}		0.999313	0.031320
II {2}	0.999313		0.000215
III {3}	0.031320	0.000215	

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности на механичката сила која доведува до настанување промена - одлепување во трите групи – видот на препарационен дизајн (138.8 N, 157.3 N и 176.7 N) (граф. 11б) според Analysis of Variance тестот е статистички несигнификантна за $p > 0.05$ ($p = 0.473250$). (таб. 13)

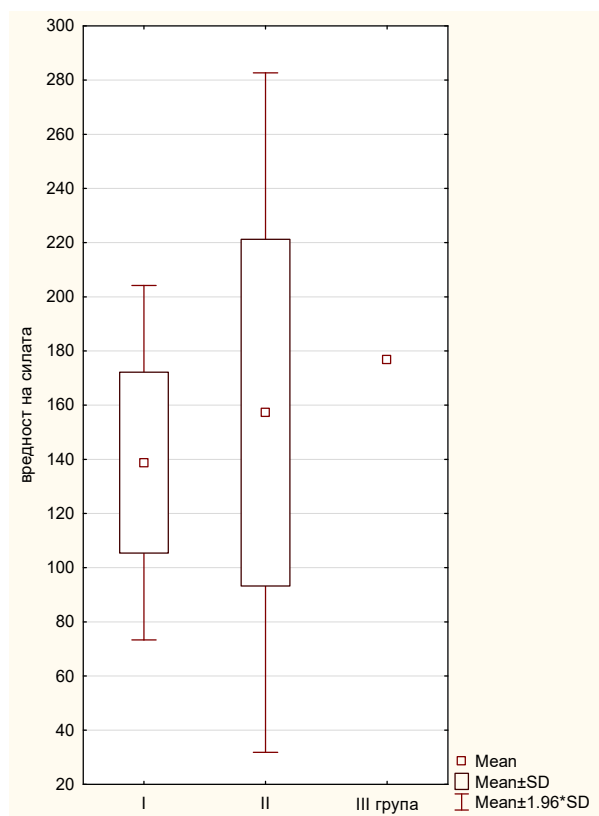
Табела бр.13 Приказ на Analysis of Variance тестот помеѓу просечните вредности на механичката сила при настаната промена одлепување во трите групи

SS – Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
1912.208	2	956.1042	29725.62	24	1238.567	0.771944	0.473250

Графикон бр. 11 Приказ на просечната вредност на силата која е употребена во трите групи според видот на настанатата промена



а. Фрактура



б. Одлепување

7. ДИСКУСИЈА

Употребата на порцеланските фасети како трајни реставрации ја комбинира добрата естетика и функционалност со минимално деструктивни техники (Calamia, 1996)¹⁵⁴. Различни видови на препарациони дизајни се опишани во литературата за овој вид на реставрации.

Актуелноста на проблематиката, се почестото користење на фасетите во секојдневната клиничка практика, бараат осветлување и јасно дефинирање на видот на препарација која ќе даде подобри перформанси на фиксно-протетичките изработки.

Порцеланските фасети се биокompatibilни, со стабилна боја и форма и минимален ризик кон гингивална иритација (Coynе & Wilson¹⁵⁵, Shaini, Shortall & Marquis¹¹⁵). Со ниту еден друг вид на протетичка терапија не постои толкаво штедење на забната супстанца и не се карактеризира со толку голема толерантност кон гингивалните ткива. Во однос на естетиката, порцеланските фасети ги поседуваат сите неопходни предуслови за една високо естетска реставрација. Со нив може да се коригира не само бојата, туки и формата и позицијата поединечно или на група заби.

На почетокот, порцеланските фасети биле цементираны на непрепарирани забни површини (Christensen¹⁵⁶, Quinn, McConell & Byrne¹⁵⁷). Сепак, недоволното одземање од забната површина често водело до предимензионирање на изработките¹⁵⁸. Воедно, високиот степен на клинички неуспех би можело да се препише на овој факт (Shaini и сор.¹¹⁵, Brunton & Wilson^{158, 159}). Затоа се препорачуваат различни препарациони дизајни при изработка на порцеланските фасети.

Препарационите дизајни се однесуваат само на инцизалната регија на забот. Опишани се 4 препарациони дизајни кои грубо можат да бидат поделени во две групи:

- Инцизалниот раб останува интактен:
 - Препарација во форма на прозорец (window)
 - Препарација во форма на перо (feather)
- Инцизалниот раб се препарира:
 - Препарација со инцизално закосување (bevel)

Препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) (incisal overlap – palatal chamfer)

Контроверзни мислења постојат само во изборот на препарациониот дизајн инцизално. Во однос на останатата препарација, авторите се сложуваат и ја препорачуваат конзервативната препарација која треба да остане во емајлот (Nattress и сор¹⁶⁰.) со цел да се обезбеди адхезивната врска помеѓу емајлот – композитниот цемент – порцеланската фасета. Препорачана длабочина за порцеланските фасети лабијално е униформна редукција од 0.5 mm (Clyde & Gilmour¹⁶¹, Garber⁶⁹, Brunton & Wilson¹⁵⁸). Така се обезбедува доволно место за изработка на реставрацијата, постигнувајќи ја посакуваната боја без предимензионирање на истата (Weinberg, 1989)¹⁵⁹. Границата на препарација цервикално е со заоблена стапалка од 0.3-0.4 mm длабочина^{70, 71}, локациски може да биде сместена супрагингивално, парагингивално или субгингивално зависно од клиничката процена на терапевтот⁷².

За клинички долготрајна и успешна терапија значаен фактор е механичката отпорност¹⁶² на деналните реставрации. На механичката отпорност¹⁶³ на порцеланските фасети влијаат повеќе фактори:

- цврстината на материјалот
- методот на изработка

Цврстина на материјалот ја дефинираме како максимално оптоварување кое материјалот може да го издржи до појава на одлепување или кршење. Изработката треба да се спротивстави на мастикаторните сили кои во фронтот изнесуваат од 20 до 160 N³¹. Иако порцеланските фасети пред цементирање се нежни и кршливи, по фиксирањето за препарираниот заб со помош на адхезивните техники на цементирање тие ја добиваат потребната цврстина. Податоците добиени во литературата за фрактурна резистентност на порцеланските фасети ги надминуваат овие вредности.

Клиничкиот успех на третманот со порцеланските фасети во услови кога истите се индицирани ќе зависи и од правилниот избор на керамичкиот материјал и техниката на изработка. Затоа, зависно од индикациите можеме да бираме помеѓу различни материјали, препарациони дизајни и видови на фасети.

Во нашата студија исто се изработувани порцелански фасети на централен максиларен инцизив. Меѓутоа, испитувањето е вршено на метални трупчиња од

не'рѓосувачки челик со цел да извршиме стандардизирање на примероците. На тој начин ги елиминиравме и некои од недостатоците на природните заби, како варијации во големина, форма и индивидуална структура условено од годините на пациентот¹⁶⁴, место и време на чување на екстрахираните заби, како и јачината на адхезивната врска врз биомеханичкото однесување на порцеланската фасета¹⁶⁵.

Со користењето на метални трупчиња се избегнува и можноста за фрактура на забот во текот на испитувањето.

Повеќето студии, како *in vitro* студијата на Prasanth и *cop.* (2013)¹⁶⁶ ја испитуваат механичката отпорност на порцеланските фасети цементирани на природни заби. Природните заби биле фиксирани 1 mm под емајлово цементната граница паралелно на надолжната оска на забот во модли изработени од смола. Во оваа студија, при тестирањето на механичката отпорност на порцеланските фасети се појавила фрактура на природните заби и тоа од 10 примероци, кај 2 со препарација во форма на перо и 1 кај препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб).

Слично испитување било изведено и од Xahn и *cop.* (2000)¹⁴⁰, каде природните заби со цементирани порцелански фасети биле фиксирани во конусни модли изработени од самоврзувачки акрилат, 2 mm под емајлово цементната граница. И во овој случај се регистрирани фрактури и на забите и на спојот на забот со акрилатот.

На природни заби е вршено *in vitro* испитување и во многу други студии, како Mirra A. и El-Mahalawy S. (2009)¹⁶⁷, Castelnovo J. и *cop.* (2000)¹⁴⁸, Stappert и *cop.* (2005)¹⁴³, Jankar A. (2013)¹⁵¹, Pedlar P. (2012)¹⁶⁸.

Alghazzawi T. и *cop.*¹⁶⁹ во својата *in vitro* студија наместо природни заби, користеле смолести абатменти. Иако природните заби подобро ги симулираат клиничките услови, со цел за подобра стандардизација на примероците и особено да се избегнат фрактурите на забот при оптоварувањето кои се јавуваат како резултат на промените на еластичниот модул по екстракцијата на забот и негово складирање во раствор на тимол¹⁴³. Разлики можат да се појават и во длабочината на препарација на забите. Дури и при дозирана препарација, можни се разлики кај експерименталните примероци и дури експонирање на дентинот, што индиректно влијае на адхезивното врзување на порцеланската реставрација. Еластичниот модул на композитните абатменти ($E = 12 \text{ GPa}$) е близок до оној на дентинот ($E = 18.6 \text{ GPa}$) и значително се

разликува од металот ($E = 200 \text{ GPa}$). Затоа во својата студија, Alghazzawi T и сор.¹⁶⁹ користат композитни абатменти кои се релевантна замена на природните заби. Но и во овој случај се појавуваат фрактури на абатментите. Од 60 вкупно експериментални примероци кај 29 настанала фрактура на композитниот абатмент.

Според студијата на Scherrer (1993)¹⁷⁰ утврдено е дека доколку абатментот е со висок модул на еластичност, истиот минимално ја зголемува фрактурната отпорност кај порцеланските изработки.

Според Hui и сор.¹⁷¹ вредностите на силата која предизвикува фрактура на порцеланската фасета се повисоки доколку испитувањето е правено врз природни заби отколку над композитните абатменти.

Со цел да го елиминираме овој фактор, ние работевме на метални трупчиња, со што можноста за фрактура беше сведена на минимум.

Постојат многу малку студии кои во своето испитување користеле метални абатменти и истите се најчесто за изработка на капици или коронки. Метални абатменти биле користени во студијата на Kappert и сор. (1996) и на нив била тестирана фрактурна резистентност на фиксни изработки. Со тоа е постигната стандардизација на експерименталните примероци. Сепак варијациите на еластичниот модул и цврстината при свиткување на металните абатменти можат да влијаат на тестирањето. Во овој случај неможе да се оствари адхезивата врска со композитниот цемент³².

На фрактурната резистентност на една изработка влијаат и материјалот и техниката на производството. Во литературата се среќаваат различни вредности на силата која предизвикува лом кај порцеланската фасета, во зависност од видот на керамиката која е користена. Воедно постојат и спротивставени резултати за тоа дали еден вид на препарација е супериорен над другите кога станува збор за фрактурната резистентност на овие грацилни фиксно протетички конструкции.

Quinn и сор. (1986)¹⁵⁷ препорачуваат препарацијата за порцеланските фасети да биде без скратување на должината на забот со цел да се смести инцизалната граница на препарација лабијално од контактната зона.

Calamia (1996)¹⁵⁴ препорачува инцизална редукција за да се формира благ преклоп. Фотоеластична стрес анализа на порцеланските фасети (Highton, Caputo и

Matyas, 1987)¹⁷² потврдила дека препарација на инцизален преклоп овозможува подобра дистрибуција на стресот предизвикан од оптоварувањето.

Во нашата студија се испитува влијанието на препарациониот дизајн врз фрактурната отпорност на порцеланската фасета.

Во текот на истражувањето се регистрираше статистички сигнификантна зависност помеѓу видот на настанатите промени (фрактура и одлепување) и трите различни видови на препарација кај примероците.

Просечната вредност на механичката сила која доведе до промени кај порцеланските фасети - примероците од првата група (препарација во форма на перо) изнесуваше 150.2 ± 38.9 N и е најниска во однос на останатите две групи. Кај втората група (препарација со инцизално закосување) просечната вредност на механичката сила која доведе до промени кај порцеланските фасети изнесуваше 192.8 ± 45.7 N. Највисоки вредности за механичката сила која доведоа до промени кај порцеланските фасети беа добиени кај третата група (препарација со инцизален преклоп - палатинален жлеб) и изнесуваа 246.8 ± 50.4 N. Вредностите на механичката сила која предизвикува промена на порцеланската фасета, од типот на фрактура или одлепување, добиени во нашата студија, се совпаѓаат со дел од резултатите во литературата. Но, според некои други испитувања, нашите вредности се пониски и тоа е најверојатно поради отсуството на адхезивно врзување. Порцеланските фасети цементирани за метални трупчиња неможат да остварат соодветна адхезивна врска со композитниот цемент што влијае на намалена фрактурна резистентност на реставрацијата.

Според нашето испитување се добија високо сигнификантни разлики помеѓу трите вида на препарација и како најотпорна на фрактура се покажа препарацијата со инцизален преклоп - палатинален жлеб, следена со препарација со инцизално закосување и како најслаба препарација во форма на перо. Со тоа ја негираме **Хипотеза 1** дека не постои зависност помеѓу различните видови на препарација за порцеланските фасети и нивната механичка отпорност.

Бидејќи во литературата има контроверзни резултати за механичката резистентност на порцеланските фасети, нашите податоци се совпаѓаат со дел од нив. Значајно е за стоматолозите да разберат дека видот на препарацијата за порцеланските фасети влијае на долготрајноста и успехот на терапијата. Земајќи ја во предвид нежната

и кршлива природа на порцеланските реставрации, дел од авторите во своите студии потврдуваат дека порцелански фасети изработени кај препарации со инцизален преклоп (палатинален жлеб) имаат најдобра толеранција на стрес дистрибуцијата.

Така, во студијата на Smales и Etemadi (2004)⁷⁵ регистрирана е многу поголема стапка на успех кај препарација со инцизален преклоп (скоро 96%) за сметка на интактниот инцизален раб (85%).

Слични на нашите резултати добиле Jankar и сор.¹⁵¹ кои исто ја испитувале фрактурната резистентност на порцелански фасети кај три различни препарациони дизајни, препарација во форма на перо, препарација со инцизално закосување и препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб). Инцизалната редукција била од 1 mm. Испитувањето е работено на природни заби, претходно стандардизирани по големина и форма. Изработените порцелански фасети со метода на наслојување врз огноотпорно трупче потоа биле цементираны и тестирани во универзална тестирачка машина. И овде се добиени највисоки вредности кај препарација со инцизален преклоп, пониски кај препарација со инцизално закосување и најниски кај препарација во форма на перо. Истите биле статистички значајни.

Слично испитување било спроведено од Yada и сор. (2009)¹⁷³ чии резултати потврдиле дека препарацијата со инцизален преклоп (палатинален жлеб) значително ја зголемува механичката отпорност до појава на лом на порцеланската фасета при нејзино циклично оптоварување.

Препарациониот дизајн и количината на преостанат емајл имаат значителен ефект на фрактурната резистентност. Според Schmidt и сор.¹⁷⁴ средната вредност на силата која предизвикала лом на фасетата кај препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) кај интактни заби била $166.67 \pm 28.89\text{N}$ и значително повисока отколку кај препарација со инцизално закосување ($131.84 \pm 18.88\text{N}$). Кај оштетени заби се добиени пониски вредности и за двата препарациони дизајни, соодветно $119.56 \pm 23.88\text{N}$ и $90.56 \pm 9.32\text{N}$. Сепак, оваа студија има и неколку недостатоци. Силата која била аплицирана на порцеланските фасети под агол од 90°C не се појавува во клинички услови. Експерименталните примероци не подлегнале на термоциклирање пред тестирањето, што би можело да влијае на резултатите¹⁶⁸.

Според студијата на Akoglu и сор.¹⁷⁵ количината на инцизална редукција покажува сигнификантно влијание на фрактурната резистентност без разлика на длабочината на препарација. Порцелански фасети цементираны за дентин и со 4 mm инцизална редукција (162 ± 36 N) покажале пониски вредности на механичката сила која доведува до фрактура на фасетата отколку оние со 2 mm инцизална редукција (239 ± 53 N). Порцелански фасети фиксирани на заби со 2 mm инцизална редукција без разлика дали препарацијата е во емајл (262 ± 63 N) или дентин (239 ± 53 N) имаат механичка отпорност слична на природните заби (277 ± 66 N).

Tai-Min Lin и сор.³² ја испитувале магиналната адаптација и фрактурна ресистентност на два вида керамички материјали кај два препарациони дизајни, едниот за изработка на фасета со препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) и вториот за класична коронка. Резултатите не покажале статистички значајна разлика во механичката сила кај различните препарациони дизајни ниту пак различните керамички материјали. Сепак, најмала сила била регистрирана кај препарација за коронка од изработена од фелтспатна керамика.

Експерименталните примероци биле чувани во дестилирана вода на 25°C за 24 часа, но без да се изврши термоциклирање пред механичкото оптоварување. Ресорпијата на вода може да предизвика редукција на механичките својства и еластичниот модул на цементот¹⁷⁶ и хидролитичкиот стрес може да резултира со нивна волуменска експанзија¹⁷⁷. Кај керамичките материјали, водата може да влијае на пукнатините и да ја намали нивната цврстина¹⁷⁸. Бариера за влага се постигнува со користење на хидрофобен силан при што се зголемува и клиничката употреба и долготрајност на фиксната изработка¹⁷⁹. Долгорочно термоциклирање и чување на примероците во вода не даваат пониски резултати за механичката сила¹⁸⁰, додека јачината на адхезивната врска помеѓу нагризаниот емајл и силанизираната керамиката останува иста и по стоењето во вода¹⁸¹.

При палатинално оптоварување, стресот кој се јавува на порцеланот е главно компресивен. Многу студии кои ја испитувале механичката отпорност на порцелански фасети со различни препарациони дизајни, ги оптовариле забите директно на инцизалниот агол паралелно на надолжната оска на забот. Во нашата студија експерименталните примероци беа оптеретени под агол од 45° и брзина на движење на тестирачката машина од 0.5 mm/min се до моментот на прва пукнатина или фрактура односно оштетување видно со голо око. Овој правец на дејство на силата е избран

бидејќи најблиску ги симулира оклузалните сили кај максиларните инцизиви^{182, 183} при мастикација и протрузивните мандибуларни движења¹⁴⁸. Просечната вредност на механичката сила која доведува до промени кај порцеланските фасети во нашата студија беше поголема од стандардната мастикаторна сила кај фронталните заби. Затоа, ова испитување поседува и клинички релевантни резултати.

Во клинички услови, присуството на емајлот обезбедува предвидлива и стабилна врска, и ја зголемува цврстината на забот. При недостаток на емајл, забот е подложен на виткање при оптоварување. Изразено виткање кај метал-керамичките фиксни изработки или кај порцеланските фасети предизвикува замор на материјалот и евентуално може да доведе до фрактура на реставрацијата^{184, 185}.

Повеќето од порцеланските фасети се изработуваат на максиларните инцизиви. (Brunton & Wilson, 1998)¹⁵⁸. Воедно, во литературата е опишано дека почести се фрактурите на порцелански фасети кај максиларните инцизиви¹⁸⁴. Порцелански фасети цементирани на мандибуларните инцизиви покажуваат пониска стапка на фрактури бидејќи се изложени на помалку деструктивни сили на притисок^{149, 150}.

Castelnuovo и сор. (2000)¹⁴⁸ добиле спротивставени резултати потенцирајќи дека палатиналниот жлеб не обезбедува зголемена цврстина на порцеланска фасета. Вредностите за фрактурна резистентност биле повисоки кај препарацијата со инцизално закосување, па дури и кај препарацијата во форма на перо. Препарацијата со инцизално закосување е лесна за изведување, производство и цементирање. Но овде механичката отпорност е анализирана со хоризонтално оптоварување на примероците. Затоа, значајно е да се утврди и отпорноста при вертикално дејство на силата за да се донесе заклучокот.

На ова тврдење се спротивставуваат многу автори^{186,187,171}, велејќи дека препарацијата со инцизален преклоп (палатинален жлеб) е супериорна над другите препарациони дизајни бидејќи ја зголемува цврстината на порцеланот¹⁸⁸. Но, и студијата на Prasanth и сор. (2013)¹⁶⁶ опишува највисоки вредности на механичка сила кај препарациите во форма на перо (780 N) , следени со препарации со инцизално закосување (586 N) и најниски вредности кај препарацијата со инцизален преклоп (палатинален жлеб) (340 N). Препарацијата во форма на прозорец не е испитувана поради ниските естетски вредности. Во услови кога е неопходна инцизална редукција, авторите препорачуваат препарација со инцизално закосување, во спротивно

препарација во форма на перо е дизајнот за избор. Овие вредности се совпаѓаат со испитувањето на Jacopo Castelnovo и сор.

Механичките карактеристики се од големо значење за успешна реставрација со порцелански фасети. Различни автори препорачуваат различни препарациони дизајни^{140,188}.

Според Nordbo, (1994)¹²¹ минималните порцелански реставрации без препарација на инцизалниот раб се конзервативни, предвидливи и успешни. Методот на препарација со инцизален преклоп треба да се избегнува кај млади пациенти бидејќи е поинвазивен. Понатаму, тој цитира дека јачината на бондот е 14–28 МПа, со што ја надминува кохезивната сила на порцеланот. Исто така, порцеланот треба да биде заштитен од директен стрес. Во клинички ситуации со нормална оклузија, тој препорачува употреба на препарациониот дизајн во форма на перо.

Исто во *in vitro* студијата на Hahn P, Gustav M, Hellwig E.¹⁴⁰ испитувано е влијанието на инцизалната препарација и механичката отпорност на забот реставриран со порцеланска фасета. Од трите вида на препарација, препарација во форма на перо, препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) и без препарација, како најотпорна се покажала препарацијата во форма на перо, додека најмала фрактурна отпорност била забележана кај препарацијата со инцизален преклоп (палатинален жлеб). Сепак авторите сметаат дека од естетски и функционални причини понекогаш е неопходно да се препарира и инцизалниот дел. Во овој случај, естетските параметри и контактот помеѓу инцизивите и канините во централна оклузија како и при движење, се главни фактори кои ја одредуваат позицијата на границата на препарација инцизално на порцеланската фасета (Quinn и сор.¹⁵⁷ Hornbrook¹⁸⁹). Воедно, најмали вредности за сила добиени во оваа студија кај препарација со инцизален преклоп се сепак три пати поголеми споредено со силите кои настануваат при мастикација (Gerlach & Nußbaum, 1984)¹⁹⁰. Затоа оваа препарација со инцизален преклоп може исто така да се користи за корекција на оклузалните дисфункции или за реконструкција на инцизалниот водач при протрузивни движења.

Jordan, (1989)¹⁹¹ во својата студија покажал голема стапка на успех и ретенција од 97% кај ламинати поставени кај препарацијата во форма на перо. Овој голем успех тој го препишува на двојно микромеханичко заклучување помеѓу нагрисаната емајлова

површина на забот и ламинатот. Споредено со препарација во форма на прозорец, кај препарацијата во форма на перо нема ослабнат емајл инцизално кој би бил подложен на одлепување при протрузија.

Во својата студија од 2011 година, Ashish и сор.¹¹⁶ прават обид да ја утврдат врската помеѓу клиничкиот успех и видот на препарација, врз база на постоечката литература. Во последните 10 години опишани се многу различни стапки на клинички успех од 48 до 100%.

Според оваа студија се тврди дека препарацијата во форма на прозорец се спротивставува на највисоки сили на оптоварување до појава на фрактура со стапка на клинички успех од скоро 89%. Khin (1998)¹⁴² опишал дека кај овој вид на препарација не се појавил неуспех.

Кај препарација во форма на прозорец се добиени подобри резултати отколку кај препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб)¹⁹². Доколку е индицирано покривање на инцизалниот раб, дали од функционални или од естетски причини, *in vitro* студиите покажуваат дека присуството на палатиналниот жлеб ја зголемува отпорноста и издржливоста на циклични оптоварувања¹⁹³ и механичка сила¹⁷⁴.

Hui и сор. (1991)¹⁷¹ во *in vitro* студија, ја испитувале механичката отпорност на порцеланските фасети со три различни препарациони дизајни користејќи динамички стрес анализи и дво димензионална фото-еластичност. Резултатите ја поставиле препарацијата во форма на прозорец како најјака во однос на препарацијата во форма на перо и со инцизален преклоп (палатинален жлеб) и дека истиот дизајн најдобро се спротивставува на аксијалниот стрес. Според нивните истражување се покажало дека маргиналната адаптација кај овој вид на препарација е подобра отколку кај препарацијата со инцизалниот преклоп. Авторите докажале и дека цврстината на фасетата не е пропорционална со дебелината на истата. Нивната препорака е доколку цврстината на фасетата е важен предуслов, најконзервативниот тип на фасети – прозорец препарација е дизајн за избор. Неуспех се појавил само во 11% од случаите и поголемиот дел од неуспехот се појави кога ламинатите биле сместени врз веќе постоечки реставрации.

И други студии опишуваат повисока фрактурна резистентност кај порцеланските фасети без инцизален преклоп (Wall, Reisbick и Johnston¹⁹⁴, Meijering и сор.¹¹⁸). Сепак,

во литературата сеуште нема точни податоци дали инцизалниот раб да биде вклучен во препарацијата¹⁴³. Од друга страна, клиничка студија¹⁹⁵ демонстрира дека кај препарациите со редуциран инцизален раб се појавува значително позитивен ефект врз стапката на преживување на порцеланските фасети. Друга студија⁷⁵ опишала дека нема статистички значајна разлика кај различните препарациони дизајни.

Stappert и сор. (2005)¹⁴³ го негираат влијанието на препарациониот дизајн врз механичката отпорност на порцеланската фасета. Нивното испитување било спроведено на природни заби кои претходно биле подложени на циклично механичко оптоварување (1.2 милиони на циклуси, фреквенција 1.3 Hz, константна сила од 49 N) и термоциклирање (5°C-55°C, 60 секунди, 5500 циклуси). Просечни вредности за механичката сила која предизвикува лом кај фасетата добиени после оптоварување во универзална тестирачка машина, биле: препарација во форма на прозорец - 549.5 N (477.5-597.7 N), препарација со инцизално закосување - 695.3 N (400.0-804.6 N), препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) - 519.2 N (406.1-732.9 N) и контролна група на непрепарирани заби - 713.3 N (404.4-777.1 N). Иако постои разлика во вредностите помеѓу различните препарациони дизајни, според овие автори истата не е статистички сигнификантна и е блиску до механичката отпорност на природните заби.

Што се однесува и до видот на настанатата промена кај различни видови на препарациони дизајни, во литературата се опишани контроверзни резултати.

Најчести клинички неуспеси на порцеланските фасети се лоша маргинална адаптација, промена на боја, расцементирање или фрактура. Alhekeir и сор.¹¹² опишале неуспех кај 43.48% од реставрациите и тоа промена на боја и дебондирање, слично со претходни испитувања на некои автори како, Calamia (1989)¹¹⁹, Chen и сор. (2005)¹²⁰, Nordbsh и сор. (1994)¹²¹, Strassler and Nathanson (1989)¹²². Во оваа студија, порцеланските фасети поставени од релативно неискусни клиничари, покажале успех од 65.52%, слично како кај Granell-Ruy'z и сор. (2013)¹⁹⁶ и Fradeani (1998)¹⁹⁷. Овој резултат може да се должи на подобрените својства на композитниот цемент и на керамичкиот материјал за изработка на фасетата. Доколку се изработени порцелански фасети согласно нивните индикации, осигуруваат високо ретентивни реставрации со добра механичка отпорност⁴⁵.

Опсегот на фрактура оди од нецелосна пукнатина - иницијални Херцови пукнатини, интермедијални радијални пукнатини до катастрофална промена – фрактура

(лом на фасетата). Позитивен ефект во зголемување на отпорноста за појава на катастрофална фрактура има количината на редуцираниот емајл, зголемена дебелина на порцеланот и нивна комбинација. Во вакви услови сили потребни да предизвикаат иницијална фрактура и катастрофален неуспех значителнио се зголемуваат¹¹⁴.

Постојат неколку фактори кои можат да бидат поврзани со иницирање и пропација на пукнатината до појава на фрактура кај целосно керамичките протетички изработки. Овие фактори ги вклучуваат: (а) форма на реставрацијата; (Б) микро-структурна нехомогеност; (В) големина и дистрибуција на површинските недостатоци; (Г) резидуален напон и стрес градиенти, предизвикани од полирање и / или термичка обработка; (Д) амбиентот во кој е сместена изработката; (Ѓ) дебелина и нејзини варијации кај реставрацијата (Е) еластичен модул на материјалот од кој е изработена целосно керамичката реставрација и (Ж) големината и правецот на дејството на силата¹⁹⁸. Можните интеракции меѓу овие променливи го комплицираат толкувањето на неуспехот и причината за настанување на фрактура.

Препарациониот дизајн нема влијание врз видот на настанатата промена при механичко оптоварување на порцеланската реставрација опишува и Alghazzavi и сор. (2012)¹⁶⁹. Во својата студија тој го анализира влијанието на препарациониот дизајн и материјалот врз видот на настанатата промена. Изработени се традиционални фасети со препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) и $\frac{3}{4}$ коронки. Порцеланските материјали биле цирконија, стакло керамика и фелтспат. Порцеланските изработки се цементираны на композитни абатменти и оптоварени во универзална тестирачка машина. Добиените вредности укажуваат дека не постои статистички значајна разлика во просечните вредности помеѓу трите различни материјали за секоја препарација, освен за глас керамика (306 ± 101 N) и фелтспат (161 ± 93 N) за $\frac{3}{4}$ коронки. Изработките од цирконија се со најмали шанси да се фрактурираат. Тие најчесто се одлепуваат, додека реставрациите од фелтспат имаат спротивни карактеристики.

Спротивно на ова, Beier и сор. (2012)¹²⁵, Christensen and Christensen (1991)¹²⁴, Walls (1995)¹²³, како најчеста стапка на неуспех ја опишуваат фрактурата и истата ја поврзуваат со парафункционални навики на пациентот, со што се потврдија и претходните испитувања^{74,195,197,199}.

Fridman¹⁸⁴ опишува појава на фрактури кај 67% од вкупниот неуспех евидентиран кај порцеланските фасети, при клиничка опсервација од 15 години, но сепак јачината и правецот на силата¹²⁴ значајно влијаат на долготрајноста и клиничкиот успех.

Порцелански фасети цементираны за дентин имаат приближно 10 пати поголеми шанси за неуспех отколку ламинати фиксирани за емајл. Воедно, должината на фасетата го зголемува ризикот за неуспех до 2.3 пати. Успех од 99% бил забележан кај порцелански фасети кога препарацијата била целосно во емајл, додека 94% доколку емајл имало само на границите на препарација. Порцеланските фасети покажуваат висока стапка на успех кога се цементираны за емајл и претставуваат безбедна и предвидлива опција за третман при што максимално се штеди забната супстанца²⁰⁰.

Адхезивни или кохезивни неуспеси можат да предизвикаат фрактури на дел од порцеланската фасета, додека дел од неа да остане цеметиран и интактен. Адхезивна фрактура обично се јавува како последица на надворешна дразба и предизвикува фрактура на поголем дел од изработката, а мал дел останува фиксиран за забот. Повеќето од настанатите фрактури се од адхезивна природа на површината помеѓу порцеланот и композитниот цемент¹²⁴. Порцеланот не се деформира при полимеризационата реакција на цементот, со што се создава резидуален стрес на спојот²⁰¹. Клинички студии на порцелански фасети покажале дека кохезивни фрактури првенствено се јавуваат на инцизалниот раб. Во овој дел е најдена поголема концентрација на стрес при функција²⁰² и компресивен стрес се концентрира долж фаџијалната страна на фасетата во близина на инцизалниот раб²⁰³. Кај кохезивната фрактура, мал дел од порцеланската фасета се фрактурира, а останатиот дел е интактен²⁰⁴. И во двата случаја, неурамнотежена оклузија и присуство на парафункции, играат важна улога. Претходни студии го поврзале бруксизмот во висок степен на фрактури^{63,125} кај порцеланските фасети. Во оваа студија, значајна поврзаност не може да се утврди помеѓу бруксизмот и неуспехот на фасетите.

Воедно правецот на дејство на силата²⁰⁵, препарациониот дизајн¹⁷⁴, кермичкиот материјал²⁰⁶ од кој е произведена фасетата, механичко и термоциклирање¹⁴³, како и локализацијата и поставеноста на забот имаат свое влијание врз појавата на фрактура на порцеланската фасета⁶³.

При дејство на сила на смолкнување врз инцизивот, поголем дел од деформацијата се пренесува на коренот од букална и палатинална страна. Sorrentino и сор.²⁰³ потврдиле дека природни заби реставрирани со алумина порцелански фасети се деформираат како ригидно тело и тоа со појава на повисок напор цервикално. Спротивно на ова, кај фелтспатните порцелански фасети се опишува повисок напор во телото на изработката и таа се деформира под дејство на силата. Ова однесување се објаснува со разликите во цврстина помеѓу двата керамички материјали.

При оптоварување на порцеланската фасета, концентрацијата на стрес се регистрира во близина на точка на оптоварување и во цервикалната регија. При вертикален правец на дејство на механичката сила, локација на дејство на силата нема влијание врз големината и дистрибуцијата на вкупниот стрес. Кога механичката сила дејствува под агол од 45° во однос на надолжната оска на забот, целокупното ниво на стрес се зголемува, бидејќи локацијата на оптоварувањето е оддалечена од делот кој би дал поддршка. Кога силата дејствува на инцизалниот агол¹⁵², нормално на вертикалната оска на забот, се постигнува најголем стрес во споредба со другите услови на оптоварување.

Според студијата на Seymour и сор.⁹² поотпорни на оклузално оптоварување без да дојде до фрактура се покажале порцелански фасети каде гингивално биле со тангенцијална граница на препарација. При дејство на механичка сила под агол од 45° , стресот кој се јавува на палатиналната граница е чисто компресивен. Кај тангенцијална препарација гингивално стресот е за 42% помал отколку кај препарација со заоблена стапалка. При дејство на лабијална сила, стрес во вид на истегнување е 25 пати поголем кај препарацијата со заоблена стапалка, отколку тангенцијалната.

Во нашата студија со голо око и со микроскопирање го утврдивме и видот на настанатата промена при механичко оптоварување на порцеланските фасети. Во текот на истражувањето регистриравме статистички сигнификантна зависност помеѓу видот на настанатите промени (фрактура и одлепување) и трите различни видови на препарација кај примероците. Кај препарација во форма на перо како најчеста промена (80.0%) беше одлепувањето на фасетата од металниот абатменат, додека фрактура на порцеланската фасета се појави само кај 20.0% од експерименталните примероци. Доколку со препарацијата е зафатен и инцизалниот агол, резултатите за видот на настанатата промена беа поинакви, при што доминираше фрактурата над одлепувањето

на ламинатот. Кај препарација со инцизално закосување регистриравме одлепување само кај два примерока (6.7%), а фрактура кај останатите 93.3%. Уште поголема разлика се евидентираше кај препарацијата со инцизален преклоп (палатинален жлеб), каде одлепување се појави само кај еден примерок (3.3%) и фрактура кај 96.7% од примероците. Со тоа ја негираме и **Хипотеза 2** дека не постои разлика помеѓу видот на настанатата промена кај порцеланските фасети со различни видови на препарација.

Според Hui et al. (1991)¹⁷¹ концентрацијата на стресот е инцизално кај непрепарираниите заби и кај препарација во форма на прозорец. Кога е зафатен инцизалниот агол, стресот се дистрибуира низ забот.

Повеќето *in vitro* тестови за фрактура на коронки²⁰⁷ откриле дека фрактурата настанува на местото на апликација²⁰⁸ на силата од тестирачката машина. Заклучено е дека оклузалната сила предизвикува фрактура^{209,210} кај порцеланските коронки на контактното место и дало основа за многу *in vitro* тестови²¹¹ и анализи^{178,212}. Сепак, видот и локализацијата на настанатата промена при клиничка функција²¹³⁻²¹⁶ не секогаш се совпаѓа со добиените резултати од *in vitro* испитувањата^{208,217-221}.

Анализите на видот на промена што настанува при фрактура на порцеланските фасети покажаа различни видови на неуспех за различни керамички материјали. Кај 50% се појавила цервикална фрактура на самиот заб, без да биде оштетена порцеланската фасета. Видот на настанатата промена кај YPSC (итриум парцијално стабилизирани циркониум диоксид) кај 100% е цервикална фрактура на забот²²². Причината може да е зголемена крутост на забот и материјалот, предизвикувајќи концентрација на стресот во цервикалниот дел. Фрактура на инцизивите цервикално при статичко оптоварување е опишано и од други автори^{143,148}. Циркониумските фасети најчесто останувале интактни по испитувањето бидејќи се во можност да се спротивстават на стресот кој се пренесува од забот на реставрацијата. Доколку силата ја надмине границата на издржливост на забното ткиво, доаѓа до фрактура на забот.

Неколку студии потврдија дека стресот се концентрира на адхезивната површина помеѓу композитниот цемент²²³ и емајлот²²⁴. Силата на смолкнување предизвикува поместување на фасетата и дејство на компресивниот стрес во најслабите делови (инцизално или гингивално)⁹¹. Ова предизвикува појава на микроруптури, кои пропагираат и влијаат на настанувањето на фрактура или одлепување на порцеланската фасета²²⁵.

Во текот на истражувањето се регистрира статистички сигнификантна зависност помеѓу локализацијата на настанатите промени (инцизална, гингивална и комбинација) и трите различни видови на препарација. Кај препарацијата во форма на перо, како последица на механичката сила во помал процент се регистрира комбинирана локализација кај 33.3% од примероците со фрактура, а инцизална локализација е најчестата локализација и се регистрира кај 66.7%, гингивалната локализација не се регистрира.

Кај препарација со инцизално закосување регистриравме гингивална локализација на фрактурата кај 10.7% од примероците, потоа следува инцизална локализација кај 35.7%, а комбинираната локализација е најчестата локализација и се регистрираше кај 53.6%.

Кај последната група, препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) подеднакво се регистрираа комбинирана и гингивална локализација на фрактурата кај 14.3% од примероците, а инцизалната е најчестата локализација и се регистрира кај 72.4%.

Со тоа ја негираме и **Хипотеза 3** дека не постои разлика во локализацијата на настанатата промена на порцеланската фасета во зависност од видот на препарациониот дизајн.

8. ЗАКЛУЧОК

Употребата на порцеланските фасети како трајни реставрации ја комбинира добрата естетика и функционалност со минимално деструктивни техники. Тие поседуваат доволна цврстина, биокompatibilност, долговечност и конзервативна природа. Денес се најупотребуваните, најестетски и најмалку инвазивни модалитети при естетско-функционална реставрација на фронталните заби.

Истражувањето кое се спроведува во оваа студија ќе има важно место во расветлување на досега контраверзните податоци од литературата кои се однесуваат на влијанието на препарациониот дизајн врз механичката отпорност, а со тоа и врз успехот и трајноста на порцеланските фасети.

Во оваа докторска студија ја проучуваме механичката отпорност на порцеланските фасети изработени кај различни видови на препарациони дизајни кај централен максиларен инцизив, а со цел да се постигне максимална фрактурна резистентност. Анализираме дали постои влијание на видот на препарација, помеѓу препарација во форма на перо, препарација со инцизално закосување и препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) врз фрактурната резистентност на порцеланските фасети. Го дефинираме видот на настанатата промена и најчестата локализација на настанатата промена на порцеланската фасета.

Врз основа на добиените резултати добиени се следниве заклучоци:

1. При споредување на механичката отпорност кај порцелански фасети со три различни препарациони дизајни, препарација во форма на перо имаат најмала механичка отпорност.
2. Порцелански фасети со препарација со инцизално закосување имаат поголема механичка отпорност од препарација во форма на перо, но помала од фасетите со препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб).
3. Најголема фрактурна резистентност има кај порцеланските фасети со препарациите со инцизален преклоп – палатинален жлеб.

4. Најчест вид на промена кај порцеланските фасети со препарација во форма на перо е одлепување, додека кај останатите препарациони дизајни доминира фрактурата.
5. При фрактура на порцеланската фасета со препарација во форма на перо, најчеста локализација е инцизално.
6. Кај фасети со препарација со инцизално закосување најчеста локализација на фрактурите е комбинирана.
7. Најчеста локализација на фрактурите кај фасети со препарација со инцизален преклоп (палатинален жлеб) е инцизална.

Истражувањето и резултатите кои се добија во овој докторски труд ќе имаат важно место во расветлување на досега контроверзните податоци од литературата кои се однесуваат на влијанието на препарациониот дизајн врз механичката отпорност, а со тоа и врз успехот и трајноста на порцеланските фасети. На тој начин ќе му се олесни на клиничарот во секојдневната стоматолошка практика полесно да донесе одлука за изборот на препарациониот дизајн, во зависност од клиничката ситуација. Со тоа, освен научна оваа докторска дисертација има и стручно-апликативна вредност.

9. ЛИТЕРАТУРА

1. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Labaig-Rueda C, Martínez-González A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006; 11:E297-302.
2. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955 Dec;34(6):849-53.
3. Swift E. Bonding systems for restorative materialsa comprehensive review. Continuing Education Course "Restorative Materials for Pediatric Dentistry Today~ What You Should Know Today and Where We Are Going.t"; at the AAPD 51st Annual Session, May 22, 1997. *Pediatric Dentistry* - 20:2, 1998.
4. Bowen R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of American Dental Association*, 1963;66(1): 57-64.
5. Bowen R.L. Composite and sealant resins – past, present and future. *Pediatric dentistry*, 1982; 4(1):10-15.
6. Obradović-Đuričić K. Indikacije za izradu porcelanskih faseta. *Vojnosanit Pregl* 2005; 62(6): 477–482.
7. Ward DH. Proportional smile design using the recurring esthetic dental (red) proportion. *Dent Clin North Am* 2001; 45(1): 143–54.
8. Lee R. Esthetics and it's relationship to function. In: Rufenacht CR. *Fundamental of esthetics*, Chicago IL; *Quintessence publishing Co*. 1990;137–208.
9. Morley J. A multidisciplinary approach to complex aesthetic restoration with diagnostic planning. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000; 12(6): 575–7.
10. Goldstain R, editor. *Esthetics in dentistry*. London: *Decker Inc*. Hamilton; 1998.
11. Hornbrook D, Crispin B. Indirect and direct composite restorations. In: Crispin B, editor. *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*. London: *Quintessence Publishing Co*; 1994. p. 137–55.
12. Morley J, Eubank J. Macroesthetic elements of smile design. *J Am Dent Assoc* 2001; 132(1): 39–45.
13. Nadra M.S.S. Marginal accuracy of lumineers versus traditional laminate veneers. Thesis Submitted to the Faculty of Oral and Dental Medicine, Cairo University. Ain Shams University 2008.

14. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation—a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005 Feb; 25(1):9-17.
15. Strassler HE. Minimally invasive porcelain veneers: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *Gen Dent* 2007;55(7):686-696.
16. da Vinci Studios. da Vinci Porcelain Veneers. http://www.davincilab.com/professional/porcelain_veneers.php; 2009.
17. Gurel G. Porcelain laminate veneers: minimal tooth preparation by design. *Dent Clin North Am* 2007; 51(2):419-31.
18. Rondon N. Minimal and “No-Prep” Veneers. <http://www.yourdentistryguide.com/min-prep-veneers/>; Ceatus Media Group LLC; 2009.
19. Christensen GJ. Veneer mania. *J Am Dent Assoc* 2006;137(8):1161-3.
20. Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000; 20:440-57.
21. Den-Mat Corporation. <http://www.lumineersdds.com>; Den-Mat Corporation; 2009.
22. Kissov Ch. Ceramic laminate veneers. Clinical and laboratory protocol. Sofia; 2008. p. 51-35.
23. Magne P, Belser U. Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A biomimetic approach. Chicago, *Quintessence Publ. Co, Inc*, 2003, 406p.
24. Cho GC, Donovan TE, Chee WW. Clinical experiences with bonded porcelain laminate veneers. *J Calif Dent Assoc* 1998;26(2):121-7.
25. Lim,C. Case selection for porcelain veneers. – *Quintessence Int*. 26, 1995, 5, 311-315.
26. Obradović-Đuričić K. Porcelain veneers. 1st ed. Beograd: BMG; 2002
27. Javaheri DS. Veneer preparations using a clear stint reduction guide. *Dent Today* 2001;20(5):78-83.
28. Chan C, Weber H. Plaque retention on restored teeth with full-ceramic crowns: a comparative study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1986; 56:666–71.
29. Janenko C, Smales RJ. Anterior crowns and gingival health. *Australian Dental Journal* 1979; 24:225–30.
30. Pippin DJ, Mixson JM, Sodan-Els P. Clinical evaluation of restored maxillary incisors: veneers vs. PFM crowns. *Journal of the American Dental Association* 1995; 126:1523–9.

31. De Boever JA, McCall Jr WD, Holden S, Ash Jr MM. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1978;40(3):326–33.
32. Tai-Min Lin, Perng-Ru Liu, Lance C. Ramp, Milton E. Essig, Daniel A. Givan, Yu-Hwa Pan. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *Journal of Dentistry* 2012; (40):202-209.
33. LeSage BP. Revisiting the design of minimal and no-preparation veneers: a step-by-step technique. *J Calif Dent Assoc.* 2010;38(8):561-569.
34. LeSage B. Establishing a Classification System and Criteria for Veneer Preparations. *Compendium* February 2013;34(2):104-115.
35. Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):399-417.
36. Brunton PA, Wilson NH. Preparations for porcelain laminate veneers in general dental practice. *Br Dent J.* 1998;184(11):553-556.
37. Rouse JS. Full veneer versus traditional veneer preparation: a discussion of interproximal extension. *J Prosthet Dent.* 1997;78(6):545-549.
38. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics-Part I. *J Dent* 1997;25(5):399-407.
39. Glidewell Laboratories. <http://www.glidewelldental.com/lab/products/prismatik-thinpress.aspx>: Glidewell Laboratories; 2009.
40. <http://www.1800dentist.com/dental-encyclopedia/davinci-dental-veneers>: Futuredontics, Inc. ; 2009.
41. Smith C. What are the differences between traditional and MAC veneers. <http://ezinearticles.com/?What-Are-the-Differences-Between-Traditional-and-MAC-Veneers&id=1486318>; 2009.
42. Glidewell Laboratories. IPS e.max. <http://www.glidewelldental.com/dentist/services/all-ceramics-emax.aspx>: Glidewell Laboratories; 2009.
43. Leinfelder KF, Lemons JE. Porcelain. *Clinical Restorative Materials and Techniques*. Philadelphia: Lea& Febiger; 1988.
44. Puchades O, Solá MF, Martínez A, Labaig C, Fons A, Amigó V. Estudio de la composición y estructura de las coronas completas de cerámica. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2004;6:330-8.

45. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):682–684.
46. Conrad HJ, Seong WL, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389–404.
47. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):716–720, 722, 724–725.
48. Wohlwend A, Schärer P. Die Empress Technik; Eine neue Möglichkeit Einzelkronen, Inlays und Verblendschalen herzustellen. *Quintessenz Zahntechnik* 1990;16:960-78.
49. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown: A densely-sintered, high-purity alumina doped with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51:59-64.
50. Scott HG (1975) Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of Materials Science* 10, 1527-1535.
51. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*. 1999;15:426-433.
52. 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
53. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*. 2004;20:441-448.
54. Sim C, Ibbetson R. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont*. 1993 Jan-Feb;6(1):36-42.
55. Williams T. Porcelain veneer fabrication. Platinum foil and refractory model techniques. *Ont Dent*. 1994 May;71(4):38, 40-2.
56. Ballis S, Kahng L. Minimally invasive makeover: platinum foil technique. *Dent Today*. 2010 Feb;29(2):146, 148-9.
57. Puri S. Techniques used to fabricate all-ceramic restorations in the dental practice. *Compend Contin Educ Dent*. 2005 Jul;26(7):519-25.
58. Siervo S, Pampalone A, Valenti G, Bandettini B, Siervo R. Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *J Am Dent Assoc*. 1992 Apr;123(4):63-7.
59. Gürel G. Applying foundational principles to digital technologies. Ensuring success in aesthetic dentistry. *Dent Today*. 2014 May;33(5):144-148.

60. Pahlevan A, Mirzaee M, Yassine E, Omrany LR, Tabatabaee AH, Kermanshah H, Arami S, Abbasi M. Enamel thickness after preparation of tooth for porcelain laminate. *Journal of Dentistry*, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran 2014;11(4)
61. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1999;30(10):661–672.
62. Della Bona A. Bonding to Ceramics: Scientific Evidences for Clinical Dentistry. Sro Paulo: Artes Mídicas; 2009.
63. Peumans B, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent.* 2000;28:163–177.
64. Mangini F, Cerutti A, Putignano A, et al. Clinical approach to anterior adhesive restorations using resin composite veneers. *Eur J Esthet Dent.* 2007;2(2):188-209.
65. Lafuente JD, Chaves A, Carmiol R. Bond strength of dual-cured resin cements to human teeth. *J Esthet Dent.* 2000;12(2):105-110.
66. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007;23(1):71-80.
67. Magne P, Douglas WH. Additive contour of porcelain veneers: a key element in enamel preservation, adhesion, and esthetics for aging dentition. *J Adhes Dent.* 1999;1(1):81-92.
68. Ferrari M, Patroni S, Balleri P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992;12(5):407-413.
69. Garber DA. Rational tooth preparation for porcelain veneers. *Compendium of Continuing Education in Dentistry.* 1991;12(5):316-320.
70. Friedman M J. Porcelain veneer restorations: a clinician's opinion about a disturbing trend. *J Esthet Restor Dent.* 2001;13(5):318-327.
71. Garber DA. Porcelain laminate veneers: ten years later. Part I: Tooth preparation. *J Esthet Dent.* 1993;5(2):56-62.
72. Brunton PA, Aminian A, Wilson NH. Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. *Br Dent J.* 2000;189(5):260-262.
73. Pincus C. Building mouth personality. *Alpha Omega* 1948;**42**: 163-166.
74. Dumfahrt H, Schaffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II—Clinical results. *Int J Prosthodont* 2000; **13**: 9-18.

75. Smales RJ, Etemadi S. Long term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: A retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2004;17:323–6.
76. Heisler W H, Tjan A H L. Accuracy and bond strength of reversible with irreversible hydrocolloid impression systems: a comparative study. *J Prosthet Dent* 1992; **68**: 578-584.
77. Appleby D C, Parneijer C H, Boffa J. The combined reversible hydrocolloid/irreversible hydrocolloid impression system. *J Prosthet Dent* 1980; **44**: 27-35.
78. Craig R G. *Restorative Dental Materials*. 10th ed.pp.281-332. London: Mosby, 1997.
79. Pratten D H, Craig R G. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 197-202.
80. Vassilakos N, Fernandes C P, Nilner K. Effect of plasma treatment on the wettability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1993; **70**: 165-171.
81. Millar B J, Dunne S M, Robinson P B. The effect of a surface wetting agent on void formation in impressions. *J Prosthet Dent* 1997; **77**: 54-56.
82. Ozden N, Ayhan H, Erkut S, Can G, Piskin E. Coating of silicone-based impression materials in a glow-discharge system by acrylic acid plasma. *Dent Mat* 1997; 13: 174-178.
83. Boening K W, Walter M H, Schuette U. Clinical significance of surface activation of silicone impression materials. *J Dent* 1998; 26: 447-452.
84. ALGhazali N, Laukner J, Burnside G, Jared FD, Smith PW, Preston AJ. An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations:an in vitro study. *J Dent*. 2010;38 Suppl 2:e78-86.
85. Urich W. Cementing porcelain laminate veneers. *Dent Econ*. 2005 Mar;95(3):72-8.
86. Ames WB. A new oxyphosphate for crown seating. *Dent Cosmos* 1892;34:392–3.
87. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton, DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthetic Dent* 1999;81(2):135–41.
88. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK “In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomers and other luting agents. *J Prosthet Dent* 1998; 80:699-707.
89. Mitra SB, Kedrowski BL “Multi-cured hybrid cements based on polyalkenoates and ion-leachable glasses.” *ACS Polymer Preprints* 1997; 38(2):129-30.

90. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2013; 109:179–186.
91. Troedson M, Dérand T. Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. A finite element method study. *Acta Odontol Scand*. 1998 Oct;56(5):257-62.
92. Seymour KG, Cherukara GP, Samarawick-rama DY. Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. *J Prosthodont*. 2001 Mar;10(1):16-21.
93. Dunne SM, Millar BJ. A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. *Br Dent J*. 1993;175:317–21.
94. Ghavam M, Amani-Tehran M, Saffarpour M. Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Open Dent*. 2010 Nov-Dec;35(6):605-9.
95. Omar H, Atta O, El-Mowafy O, Khan SA. Effect of CAD/CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *J Dent*. 2010;38 Suppl 2:e95-9.
96. Francisca DJS, Rafaella T, Carla CAR, Fernanda CS. Influence of Different Types of Resin Luting Agents on Color Stability of Ceramic Laminate Veneers Subjected to Accelerated Artificial Aging. *Rev Odontol Bras Central* 2013;21(60):11-15.
97. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent*. 2010 May;38(5):361-8.
98. Usumez A, Ozturk AN, Usumez S, Ozturk B. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *J Oral Rehabil*. 2004 Feb;31(2):160-5.
99. Christensen G, “Ask Dr. Christensen,” *Dent Today* 2004;Apr 94(4):150–2.
100. Self-Etching Primer Dual-Cure Resin Cement” CRA First Look, RelyX™ Unicem Cement, *CRA Newsletter* 2003. Vol. 27, Issue 9, Sept.
101. “1 year Clinical Recall, RelyX™ Unicem Cement” *The Dental Advisor* 2004. March; 2004 Vol. 21, Number 2,
102. RelyX™ Unicem cement is indicated for virtually all indirect restorations except veneers.
103. Hamlett K. The art of veneer cementation. *Alpha Omegan*. 2009 Dec;102(4):128-32.
104. Bertolotti R. Adhesion to Porcelain and Metal. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(2):433–451.

105. Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent*. 2008 Jul-Aug;29(6):324-35.
106. Chadwick RG, McCabe JF, Carrick TE. Rheological properties of veneer trial pastes relevant to clinical success. *Br Dent J*. 2008 Mar 22;204(6):E11.
107. Cho SH, Chang WG, Lim BS, Lee YK. Effect of die spacer thickness on shear bond strength of porcelain veneers. *J Prosthet Dent*. 2006 Mar;95(3):201-8.
108. Arita K, Lucas ME, Nishino M. The effect of adding hydroxyapatite on the flexural strength of glass ionomer cement. *Dent Mater J* 2003; 22 (2): 126-136.
109. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Mechanical properties of reinforced denture base resin: the effect of position and the number of woven glass fibers. *Dent Mater J* 2002; 21 (3): 261-269.
110. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990; 69: 1791-1799.
111. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3d-finite element analysis. *Dent Mater*. 2005;21:1178–88.
112. Alhekeir D, Al-Sarhan R, Al Mashaan A. Porcelain laminate veneers: Clinical survey for evaluation of failure. *The Saudi Dental Journal* (2014) 26, 63–67.
113. Highton R, Caputo AA, Mátyás J. A photo-elastic study of stresses on porcelain laminate preparations. *J Prosthet Dent*. 1987;58:157–61.
114. Ge C, Green CC, Sederstrom D, McLaren EA, White SN. Effect of porcelain and enamel thickness on porcelain veneer failure loads in vitro. *J Prosthet Dent* 2014 May 14;111(5):380-7.
115. Shaini FJ, Shortall AC, Marquis PM. Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *J Oral Rehabil*. 1997;24:553–9.
116. Shetty A, Kaiwar A, Shubhashini N, Ashwini P, Naveen DN, Adarsha MS, Shetty M, Meena N. Survival rates of porcelain laminate restoration based on different incisal preparation designs: An analysis *J Conserv Dent*. 2011 Jan;14(1):10-5.
117. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am*. 1983;27:671–84.

118. Meijering AC, Creugers NH, Roeters FJ, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: A 2.5 year interim evaluation. *J Dent.* 1998;26:563–8.
119. Calamia JR. Clinical evaluation of etched porcelain veneers. *Am. J. Dent.* 1989;2: 9–15.
120. Chen JH, Shi CX, Wang M, Zhao SJ, Wang H. Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. *J. Dent.* 2005; 33: 3–8.
121. Nordbo H, Rygh-Thoresen N, Henaug T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. *J Dent.* 1994;22:342–5.
122. Strassler HE, Nathanson D. Clinical evaluation of etched porcelain veneers over a period of 18 to 42 months. *J. Esthet. Dent.* 1989;1: 21–28.
123. Walls AW. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: part 2. Clinical results after 5 years of follow-up. *Br. Dent. J.* 1995;178:337–340.
124. Christensen GJ, Christensen RP. Clinical observations of porcelain veneers: a three-year report. *J. Esthet. Dent.* 1991;3:174–179.
125. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int. J. Prosthodont.* 2012;25: 79–85.
126. Schererr SS, De Rijk WG, Wiskott HW, Belser UC. Incidence of fractures and lifetime predictions of allceramic crown systems using consort data. *Am J Dent* 2001; 14: 72-80.
127. Frank FC LB (1967) On the Theory of Hertzian Fracture. *Proc. r. soc. London Ser A.* 299:291-306. Lawn B, Wilshaw R (1975) Indentation Fracture - Principles and Applications. *J. mater. sci.* 10:1049-1081.
128. Rhee YW, Kim HW, Deng Y, Lawn BR. Brittle Fracture versus Quasi Plasticity in Ceramics: A Simple Predictive Index. *J. amer. cer. soc.* 2001;84:561-565.
129. Rhee YW, Kim HW, Deng Y, Lawn BR. Contact-Induced Damage in Ceramic Coatings on Compliant Substrates: Fracture Mechanics and Design. *J. ameri. ceram. soc.* 2001;84:1066-1072.
130. Anusavice KJ. Mechanical properties of dental materials. 'Phillips' science of dental materials'. 2003; 93 (11): 521-530.

131. Borba M, Araújo M, Lima E, Yoshimura H, Cesar P, Griggs J, Della Bona A. Flexural strength and failure modes of layered ceramic Structures. *Dent Mater*. 2011 December ; 27(12): 1259–1266.
132. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater*. 1990;6:181–4
133. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1995;8:239–46
134. Jones DW. The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics. In: Mclean JW, editor. *Dental Ceramics: Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*. Chicago: *Quintessance*; 1983.
135. Stawarczyk B, Özcan M, Roos M, Trottman A, Hämmerle C. Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater J* 2011; 30(4): 554–562
136. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2006;53:254-259.
137. Al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc* 1998;64:580-583.
138. Nasrin RS. Ceramic Laminate Veneers: Materials Advances and Selection. *Open Journal of Stomatology*, 2014;4:268-279.
139. McLaren EA, LeSage B. Feldspathic Veneers: What Are Their Indications? *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 2011;32: 44-49.
140. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *J Oral Rehabil*. 2000 Dec;27(12):1024-9.
141. Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):325-33.
142. Khin P, Barnes D. The clinical longevity of porcelain veneers: A 48-month clinical evaluation. *J Am Dent Assoc*. 1998;129:747–52.

143. Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*. 2005 Aug;94(2):132-9.
144. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc*. 1991;122: 41–47.
145. Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdiga J, Gladys S, Braem M, Vanherle G. Restorative therapy for erosive lesions. *Eur. J. Oral Sci*. 1996;104:229–240.
146. Hussain F, Al-Huwaizi BDS. A finite element analysis of the effect of different margin designs and loading positions on stress concentration in porcelain veneers. *J Coll Dentistry* 2005; 17(2):8-12.
147. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage & thermal stress distribution in porcelain laminates veneers. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):335-44.
148. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000;83:171-80.
149. Faunce FR, Myers DR. Laminate veneer restorations of permanent incisors. *J Am Dent Assoc* 1976;93:790-2.
150. Wall JG, Johnston WM. Incisal edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. *Int J Prostodont* 1992;5:441-6.
151. Jankar A.S, Kale Y, Kangane S, Ambekar A, Sinha M, Chaware S. Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations - An In-vitro Study. *Journal of International Oral Health* 2014; 6(1):48-54.
152. Oono K, Omura Y, Uehara K, Teramura T, Nemoto H, Murata Y, Iwai H. Stress analysis of porcelain laminate veneers. (1). *Nichidai Koko Kagaku*. 1990 Jun;16(2):294-301.
153. Omura Y, Oono K, Uehara K, Mizukawa K, Murata Y, Toyoshima N. Studies on stress analysis of laminate veneers. *Nichidai Koko Kagaku*. 1990 Sep;16(3):354-60.
154. Calamia JR. The current status of etched porcelain veneer restorations. *Journal of Philippine Dental Association*. 1996;47:35.

155. Coyne B, Wilson N. A clinical evaluation of the marginal adaption of porcelain laminate veneers. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 1994;3: 87.
156. Christensen GJ. Veneering of teeth. State of the art. *Dental Clinics of North America*. 1985;29:373.
157. Quinn F, McConell RJ, Byrne D. Porcelain laminates: a review. *British Dental Journal*. 1986;161:61.
158. Brunton A, Wilson N.H.F. Preparations for porcelain laminate veneers in general dental practice. *British Dental Journal* 1998;184:553.
159. Weinberg LA. Tooth preparation for porcelain laminates. *New York State Dental Journal*, 1989;55:25.
160. Nattress BR, Youngson CC, Atterson CJW, Martin DM, Ralph JP. An *in vitro* assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *Journal of Dentistry*, 1995;23:165.
161. Clyde JS, Gilmour A. Porcelain veneers: a preliminary review. *British Dental Journal* 1988; 164:9.
162. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont*. 1998;11(2):183-189.
163. Rekov D, Thompson V.P. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(1):47-56.
164. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosth Dent*. 1993;70:11-16.
165. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):491-5.
166. Prasanth V, Harshakumar K, Lylajam S, Chandrasekharan Nair K, Sreelal T. Relation between fracture load and tooth preparation of ceramic veneers – an *in vitro* study. *Health Sciences* 2013;2(3):1-11.
167. Mirra A, El-Mahalawy S. Fracture Strength and Microleakage of Laminate Veneers. *Cairo Dental Journal* 2009;25(2):245:254.

168. Pedlar P, Pedlar L. Preparation design and load-to-failure of ceramic laminate veneers. *Prosthodontics newsletter* 2012.
169. Alghazzavi T, Lemons J, Liu P, Essig M, Janowski G. The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2012; 108:6 386:393.
170. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont*. 1993;6:426-467.
171. Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *British Dental Journal* 1991;171(2):51-5.
172. Highton R, Caputo AA, Matyas J. A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987;58:157.
173. Chaiyabutr Y, Phillips KM, Polly S Ma. Comparison of load-fatigue testing of ceramic veneers with two different preparation designs. *Int J Prosthodont* 2009 Nov-Dec;22(6):573-5.
174. Schmidt KK, Chaiyabutr Y, Phillips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2011 Jun;105(6):374-82.
175. Akoglu B, Gemalmaz D. Fracture resistance of ceramic veneers with different preparation designs. *J Prosthodont* 2011 Jul;20(5):380-4.
176. Oysaed H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *Journal of Biomedical Materials Research* 1986;20(2):261-71.
177. Ortengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J, Karlsson S. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *The International Journal of Prosthodontics* 2000;13(2):141-7.
178. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of allceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1999;81(6):652-61.

179. Rosenstiel SF, Denry IL, Zhu W, Gupta PK, Van der Sluys RA. Fluoroalkylethyl silane coating as a moisture barrier for dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research* 1993;27(3):415–7.
180. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials Official Publication of the Academy of Dental Materials* 2007;23(11):1323–31.
181. Roulet JF, Soderholm KJ, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *Journal of Dental Research* 1995;74(1):381–7.
182. Baldassarri M, Zhang Y, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CF. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *Journal of Dentistry* 2011;39(7):489–98.
183. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;90(4):325–31.
184. Friedman M J. A 15 year review of porcelain veneer failures – A clinician's observations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19(6):625-8.
185. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials Official Publication of the Academy of Dental Materials* 1994;10(1):52–8.
186. Calamia J R. The etched porcelain veneer technique. *NY State Dent J* 1988; 54:48-50.
187. Sheets CG, Taniguchi T. Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 406-11.
188. Garber DA, Goldstein RE, Feinman RA. Porcelain Laminate Veneers. Lombourg:Quintessence Publishing Co. 1987; p 44.

189. Hornbrook DS. Porcelain veneers: optimizing esthetics while reestablishing canine guidance. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 1995;16:1190.
190. Gerlach KL, Nußbaum P. An electric method for determination of lower jaw loadability in patients. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung*. 1984; 39: 146.
191. Jordan RE, Suzuki M, Senda A. Clinical evaluation of porcelain laminate veneers: A four year recall report. *J Esthet Dent*. 1989;1:126–37.
192. Hekimoglu C, Anil N, Yalzin E. A microleakage study of ceramic laminate veneers by autoradiography: Effect of incisal edge preparation. *J Oral Rehabil* 2004;31:265–269.
193. Chaiyabutr Y, Phillips KM, Ma PS, Chitswe K. Comparison of load-fatigue testing of ceramic veneers with two different preparation designs. *Int J Prosthodont* 2009;22:573–575.
194. Wall JG, Reisbick MH, Johnston WM. Incisal edge strength of porcelain laminate veneer restoring mandibular incisors. *International Journal of Prosthodontics*. 1992; 5:441.
195. Çötört HS, Dünder M, Öztürk B. The effect of various preparation designs on the survival of porcelain laminate veneers. *J Adhes Dent* 2009;11:405–411.
196. Granell-Ruiz, M., Granell-Ruiz, R., Fons-Font, A., Román-Rodríguez, J.L., Solar -Ruiz, M.F., 2013. Influence of bruxism on survival of porcelain laminate veneers. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*. 2014 Sep 1;19(5):e426-32.
197. Fradeani M. Six-year follow-up with Empress veneers. *Int. J. Periodont. Restorat. Dent*. 1998;18: 216–225.
198. Karl-Johan Söderholm (2012). Fracture of Dental Materials, Applied Fracture Mechanics, Dr. Alexander Belov (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/48354.
199. Granell-Ruiz M, Fons-Font A, Labaig-Rueda C, Martínez-González A, Román-Rodríguez JL, Soló-Ruiz MF. A clinical longitudinal study 323 porcelain laminate veneers. Period of study from 3 to 11 years. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15:e531–e537.

200. Gurel G, Sesma N, Calamita M, Coachman C, Morimoto S. Influence of Enamel Preservation on Failure Rates of Porcelain Laminate Veneers. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2013;33(1): 31-39.
201. Peumans M, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. *Dent Mater* 1999;15:105-19.
202. Friedman M. Multiple potential of etched porcelain laminate veneers. *J Am Dent Assoc* 1987;115:83-7.
203. Sorrentino R, Apicella D, Riccio C, Gherlone E, Zarone F, Aversa R, et al. Nonlinear visco-elastic finite element analysis of different porcelain veneers configuration. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;91B:727-36.
204. Gürel G. The Science and Art of Porcelain Laminate Veneers. Chicago: *Quintessence*,2003.
205. Zarone F, Epifania E, Leone G, Sorrentino R, Ferrari M. Dynamometric assessment of the mechanical resistance of porcelain veneers related to tooth preparation: a comparison between two techniques. *J Prosthet Dent* 2006;95:354-63.
206. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent* 2007;98:359-64.
207. Øilo M, Hardang A, Ulsund A, Gjerdet N. Fractographic features of glassceramic and zirconia-based dental restorations fractured during clinical function *Eur J Oral Sci* 2014; 122: 238–244.
208. Rekow ED, Zhang G, Thompson V, Kim JW, Coehlo P, Zhang Y. Effects of geometry on fracture initiation and propagation in all-ceramic crowns. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 88: 436–446.
209. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater* 2007; 23:952–959.
210. Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res* 2009; 88: 382–386.

211. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 495–510.
212. Kelly JR, Benetti P, Rungruangnunt P, Bona AD. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater* 2012; 28: 41–51.
213. Quinn GD, Hoffman K, Scherrer S, Lohbauer U, Amberger G, Karl M, Kelly JR. Fractographic analysis of broken ceramic dental restorations. In: Fractography of Glasses and Ceramics VI: Ceramic Transactions, Vol. 230. *John Wiley & Sons, Inc.*, 2012; 161–174.
214. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ Jr, Sertgözü A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008; 24: 1077.
215. Iijl M, Gjerdet NR. Fractographic analysis of all-ceramic crowns: a study of 27 clinically-fractured crowns. *Dent Mater* 2013; 29: e78–e84.
216. Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater* 2005; 21: 920–929.
217. Clausen JO, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater* 2010; 26: 533–538.
218. Bonfante EA, Sailer I, Silva N, Thompson VP, Dianne RE, Coelho PG. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. *J Dent* 2010; 38: 707–712.
219. Huang M, Niu X, Shrotriya P, Thompson V, Rekow D, Sboyejo WO. Contact damage of dental multilayers: viscous deformation and fatigue mechanisms. *J Eng Mater Technol* 2005; 127: 33–39.
220. Aboushelib MN. Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs. *J Prosthodont* 2012; 21: 22–27.
221. Lawn B, Bhowmick S, Bush MB, Qasim T, Rekow ED, Zhang Y. Failure modes in ceramic-based layer structures: a basis for materials design of dental crowns. *J Am Ceram Soc* 2007; 90: 1671–1683.
222. Turkaslan S, Tezvergil-Mutluay A, Bagis B, Shinya A, Vallittu P.K, Lassila L.V. Effect of Intermediate Fiber Layer on the Fracture Load and Failure Mode of Maxillary Incisors Restored with Laminate Veneers. *Dental Materials Journal* 2008;27(1) : 61 – 68.

- 223. Tam LE, Pilliar RM. Fracture toughness of dentin/resin-composite adhesive interfaces. *J Dent Res* 1993;72:953-9.
- 224. Lin CP, Douglas WH. Failure mechanisms at the human dentin-resin interface: a fracture mechanics approach. *J Biomech* 1994;27:1037-47.
- 225. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999;78:898-905.