УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
КАТЕДРА ЗА СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА

Д-Р СТЕФАН КУЗМАНОВСКИ

ЕВАЛУАЦИЈА НА РАЗЛИЧНИ МЕТОДИ ЗА КОНДИЦИОНИРАЊЕ НА ЦЕЛОСНО КЕРАМИЧКИ ФИКСНО-ПРОТЕТИЧКИ РЕСТАВРАЦИИ ВРЗ БОНДИРАЊЕТО НА КЕРАМИЧКИ ОРТОДОНТСКИ БРЕКЕТИ (IN VITRO СТУДИЈА)

- МАГИСТЕРСКИ ТРУД-

МЕНТОР:
ПРОФ. Д-Р ЕМИЛИЈА БАЈРАКТАРОВА ВАЉАКОВА

Скопје, 2023

SS. CYRIL AND METHODIUS UNIVERSITY IN SKOPJE

FACULTY OF DENTISTRY – SKOPJE
DEPARTMENT OF DENTAL PROSTHODONTICS

DR. STEFAN KUZMANOVSKI

EVALUATION OF DIFFERENT CONDITIONING METHODS ON BONDING EFFECTIVENESS OF CERAMIC ORTHODONTIC BRACKETS TO ALL-CERAMIC PROSTHODONTIC RESTORATIONS (IN VITRO STUDY)

-MASTER'S PAPER-

MENTOR:
Prof. Emilija Bajraktarova Valjakova, PhD

Skopje, 2023

Комисија за одбрана:

Претседател	Весна Коруноска Стевковска
	Редовен професор, Стоматолошки факултет
Член	Марија Манева Ристовска
	Научен соработник, Стоматолошки факултет
Член	Емилија Бајрактарова Ваљакова
	Вонреден професор, Стоматолошки факултет

Научно поле: Стоматологија

Научна област: Ортодонција и Стоматолошка протетика

Благодарност/Посвета

Би сакал да ја изразам својата огромна благодарност до мојата менторка, проф. д-р Емилија Бајрактарова Ваљакова, за безрезервната поддршка која ја добивав во текот на целиот процес на создавање на овој магистериум, за нејзината максимална посветеност и труд кои ги вложи, како и за укажаната доверба, безбројните совети и непресушната желба за пренесување на своето богато знаење во текот на сите овие години.

Во изготвувањето на овој магистериум огромна улога имаше и проф. д-р Анета Мијоска на која што сум ѝ бескрајно благодарен за позајмувањето на есенцијалните елементи кои беа употребени во текот на тестирањата.

Голема благодарност изразувам до Стоматолошкиот факултет при УКИМ за обезбедувањето на потребните материјали кои беа користени за изготвување на овој магистерски труд.

Благодарност за соработката изразувам до професорите на Технолошко-Металуршкиот факултет при УКИМ, до д-р Емилија Фиданчевска за обезбедување на потребната апаратура која беше неопходна во првата фаза од експериманталниот дел, како и до д-р Анита Грозданов и лаборантот Бојан Атковски со кои ги изготвивме фотомикрографиите за скен електронската микроскопија.

Благодарност за соработката изразувам и до професорите на Машинскиот факултет при УКИМ, д-р Атанас Кочов и д-р Никола Аврамов, со кои ги извршивме тестирањата за одредување на силата на смолкнување.

Би сакал да изразам голема благодарност до д-р Лилјана Бабамова за соработката и дозволата за користење на апаратот за интраорално песочење за целите на овој магистериум. Истовремено голема благодарност изразувам и до ПЗУ „Драгица Дент“, каде се изведуваа дел од експерименталните фази.

Голема благодарност изразувам до заботехничката лабораторија при ПЗУ „Дентал Крафт“ и заботехничката лабораторија „Мартин“, каде беа синтерувани керамичките примероци.

За самиот крај, целиот овој магистериум не би бил завршен доколку не ја добивав постојаната поддршка од моите родители, Ацо и Соња Кузмановски, на кои сум им бескрајно благодарен.

ЕВАЛУАЦИЈА НА РАЗЛИЧНИ МЕТОДИ ЗА КОНДИЦИОНИРАЊЕ НА ЦЕЛОСНО КЕРАМИЧКИ ФИКСНО-ПРОТЕТИЧКИ РЕСТАВРАЦИИ ВРЗ БОНДИРАЊЕТО НА КЕРАМИЧКИ ОРТОДОНТСКИ БРЕКЕТИ (IN VITRO СТУДИЈА)

Кратка содржина

Вовед: Во секојдневната клиничка пракса често пати се случува фиксниот ортодонтски третман со керамички брекети да се изведува на дентиција претходно третирана со фиксно-протетички реставрации. При тоа од голема важност е обезбедување на доволно цврста врска помеѓу брекетите и керамичката реставрација која ќе ги издржи мастикаторните сили и оние кои се продуцираат во текот на ортодонтскиот третман, без притоа да настане дебондирање на брекетите. Во исто време, ваквата врска не треба да биде ниту премногу јака, за да се избегне оштетувањето на керамичките реставрации за време на дебондирањето на брекетите на крајот од ортодонтскиот третман.

Истражувачки цели: Целта на овој магистерски труд е да се воспостави протокол за кондиционирање на фиксно-протетички реставрации изработени од различни керамички материјали, пред бондирањето на ортодонтски керамички брекети.

Материјал и метод: За реализација на поставената цел беа користени керамички CAD-CAM блокчиња од фелдспатна, литиум дисиликатна, циркониум диоксидна и хибридна керамика; керамички брекети; цемент за бондирање на ортодонтските брекети; 37% H_3PO_4 киселина; 4% HF киселина; универзален прајмер; 29 μm Al_2O_3 песок; 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 песок (CoJet); ладно-полимеризирачки акрилат.

Бондирачките површини на керамичките плочки добиени со сечење на керамичките CAD-CAM блокчиња беа најпрво обработени со дијамантски борер со црвен прстен, а потоа третирани со различни средства за механичка, хемиска или механичко-хемиска алтерација на материјалите. Во зависност од спроведените третмани беа формирани 9 групи: група 1 – контролна група (деглазирање на керамичките површини со дијамантски борер); група 2 – третирање со 37% H_3PO_4 киселина; група 3 – нагризување со 4% HF киселина; група 4 – песочење со 29 μm Al_2O_3; група 5 – силикатизација со 30 μm Al_2O_3 x SiO_2; група 6 - 37% H_3PO_4 + прајмер; група 7 - 4% HF + прајмер; група 8 - 29 μm Al_2O_3 + прајмер; група 9 - силикатизација + прајмер. По спроведување на третманите и бондирање на брекетите, примероците беа чувани 7 дена во водена бања на температура од 37°C. За одредување на јачината на врската помеѓу ортодонтските брекети и керамичките материјали беше аплицирана сила на смолкнување врз бондираните брекети, со брзина од 0,5 мм /мин. Типот на фрактура (атхезивен, кохезивен или мешан) беше детерминиран со анализа на фрактурните површини со светлосен микроскоп. Микроморфологијата на третираните површини беше снимена со Скенирачка електронската микроскопија (SEM).

Резултати: За различни керамички материјали, различни третмани имаа различен ефект врз јачината на бондирање на керамичките брекети.

Најголема јачина на бондирање на керамичките брекети за фелдспатната керамика Vita Mark II обезбеди третманот кој се состоеше од нагризување со 4% HF киселина проследено со кондиционирање со универзален прајмер – 9,68±1,19 MPa, потоа третирањето со 37% H_3PO_4 киселина и прајмер – 8,24±1,93 MPa и песочењето со 30 μm Al_2O_3 и прајмер – 6,62±0,75 MPa.

За литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD најефикасен третман беше силикатизирањето со 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 и прајмер (8,27±1,39 MPa), потоа 4% HF и прајмер (8,04±0,61 MPa) и 29 μm Al_2O_3 и прајмер (6,69±1,20 MPa).

За циркониум диоксидната керамка Vita YZ најголема јачина на бондирање се постигна со силикатизирањето и прајмер (9,32±1,29 MPa), потоа 37% H_3PO_4 и прајмер (8,20±1,51 MPa) и третирањето со 4% HF и прајмер (8,03±2,58 MPa).

Најголема јачина на бондирање на керамичките брекети за хибридната керамика Vita Enamic обезбеди третманот кој се состоеше од нагризување со 4% HF и прајмер (8,97±1,05 MPa), потоа силикатизирање и прајмер (6,95±1,21 MPa) и третирање со 37% H_3PO_4 и прајмер (6,58±0,84 MPa).

Атхезивните фрактури најчесто се забележаа кога се користеа само третмани за механичка алтерација (со исклучок на Vita Mark II и Vita Enamic каде по нагризувањето со HF киселина се забележаа фрактури од кохезивен тип). Аналогно, кохезивните фрактури (фрактура и на керамичката брекета) беа позастапени доколку по третманите за механичка алтерација следеше и хемиско кондиционирање со прајмер (но по песочењето и кондиционирањето на IPS e.max CAD најголемиот процент од фрактурите беа од атхезивен тип).

Генерално, третманите за механичка и механичко-хемиска алтерација предизвикаа голема промена во микроморфологијата на третираните површини. Скенирачката електронската микроскопија – SEM покажа највпечатливи микроморфолошки промени кај IPS e.max CAD по нагризувањето со HF киселина, кај Vita YZ по песочењето со Al_2O_3 зрна и по силикатизацијата, а кај Vita Mark II и Vita Enamic сите типови на третмани имаа огромно влијание врз промена на површинскиот микрорелјеф, освен нагризувањето со 37% фосфорна киселина.

Заклучоци: Најјака врска помеѓу керамичките брекети и керамичките реставрации се остварува кога по третманот со кој се постигнува механичка ретенција, следи хемиско кондиционирање со универзален прајмер. Но, третманот за кондиционирање по чие спроведување се остварува најјака сила на бондирање, не секогаш претставува оптимален третман поради појавата на кохезивни фрактури при дебондирањето на брекетите.

Затоа ги препорачуваме следниве третмани кои остваруваат оптимална јачина на бондирање: за фелдспатната керамика Vita Mark II – нагризување на бондирачката површина со 4% флуороводородна киселина, за литиум дисиликатната IPS e.max CAD – песочење со алуминиум оксидни зрна (29 μm) и

кондиционирање со прајмер, за циркониум диоксидната Vita YZ – песочењето со алуминиум оксидни зрна (29 μm) и кондиционирање со прајмер, за хибридната Vita Enamic – силикатизација со CoJet - алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид (30 μm) или нагризување со 4% флуороводородна киселина.

Клучни зборови: керамички брекети, јачина на бондирање, керамички реставрации, методи на кондиционирање.

SUMMARY

Introduction: In clinical practice, it often happens that orthodontic treatment with orthodontic brackets is performed on dentition previously treated with fixed-prosthetic restorations. The desired outcome of bracket bonding to teeth restored with any restorative material is to provide a strong bond that will be able to withstand the forces produced during orthodontic treatment, as well as masticatory forces, without displacement/debonding of the brackets. At the same time, this bond should not be too strong in order to avoid damage to the ceramic surfaces during the debonding process of the brackets at the end of the orthodontic treatment.

Research objectives: The main goal of this master's thesis is to determine a protocol for conditioning fixed prosthetic restorations made of different all-ceramic materials, as a preparation for bonding ceramic orthodontic brackets to the ceramic bonding surfaces during fixed orthodontic treatment.

Material and methods: The following materials were used to conduct the research: CAD-CAM all-ceramic blocks: feldspar, lithium disilicate, zirconium dioxide and hybrid ceramics; ceramic brackets; adhesive cement for bonding orthodontic brackets; 37% H_3PO_4; 4% HF; universal primer – Monobond Plus; 29 µm Al_2O_3; 30 µm Al_2O_3 x SiO_2; cold-polymerizing acrylate.

The bonding surfaces of the ceramic samples obtained by cutting the ceramic CAD-CAM blocks were first processed with a high speed diamond drill, and then the ceramic surfaces were treated with various methods for mechanical, chemical or mechanical-chemical alteration of the ceramic surface, followed by bonding - cementation of orthodontic brackets. For research purposes, 9 groups of treatments were formed: group 1 – control group (deglazing of the ceramic surfaces with a high speed diamond drill and bonding of the brackets); group 2 - 37% H_3PO_4; group 3 - 4% HF; group 4 - 29 µm Al_2O_3; group 5 - 30 µm Al_2O_3 x SiO_2; group 6 - 37% H_3PO_4 + primer; group 7 - 4% HF + primer; group 8 - 29 µm Al_2O_3+ primer; group 9 - 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + primer. The test to determine the bond strength between the brackets and the ceramics was carried out after keeping the samples in a thermostatic water bath at temperature of 37°C. To determine the bond strength between orthodontic brackets and ceramic materials, the shear bond strength (SBS) expressed in megapascals (MPa) is measured by using a universal testing machine. Fracture type (adhesive, cohesive, or mixed) was determined by light microscopy by analyzing the ceramic surfaces.

Results: For different ceramic materials, different conditioning methods had different effects on the bond strength of ceramic brackets.

The highest bond strength of ceramic brackets for Vita Mark II feldspar ceramic was provided by the treatment consisting of etching with 4% HF acid followed by conditioning with a universal primer – 9.68±1.19 MPa, then treatment with 37% H_3PO_4 acid and primer – 8.24±1.93 MPa and sandblasting with 30 µm Al_2O_3 and primer – 6.62±0.75MPa.

For lithium disilicate ceramic IPS e.max CAD the most effective treatment was silicatization with 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 and primer (8.27±1.39 MPa), then 4% HF and primer (8.04±0.61 MPa) and 29 µm Al_2O_3 and primer (6.69±1.20 MPa).

For Vita YZ zirconia ceramic, the highest bond strength was achieved with silicatization and primer (9.32±1.29 MPa), followed by 37% H_3PO_4 and primer (8.20±1.51 MPa) and treatment with 4% HF and primer (8.03±2.58 MPa).

The highest bond strength for Vita Enamic hybrid ceramic was provided by the treatment with 4% HF etching and primer (8.97±1.05 MPa), followed by silicatization and primer (6.95±1.21 MPa) and treating with 37% H_3PO_4 and primer (6.58±0.84 MPa).

Adhesive fractures were most commonly observed when only mechanical alteration treatments were used (with the exception of Vita Mark II and Vita Enamic where cohesive type fractures were observed after HF acid etching). Similarly, cohesive fractures (fracture of the ceramic bracket as well) were more prevalent if the mechanical alteration treatments were followed by chemical conditioning with a primer (but after sandblasting and conditioning of IPS e.max CAD the largest percentage of fractures were of the adhesive type).

In general, the mechanical and mechanical-chemical alteration treatments caused a major change in the micromorphology of the treated surfaces. Scanning electron microscopy – SEM showed the most obvious micromorphological changes in IPS e.max CAD after etching with HF acid, in Vita YZ after sandblasting with Al_2O_3 grains and after silicatization, and in Vita Mark II and Vita Enamic all types of treatments had a huge impact on change of the surface micromorphology, except for etching with 37% phosphoric acid.

Conclusions: From the obtained results, it can generally be seen that a high bonding strength was achieved in the samples where after the mechanical methods for alteration of the ceramic bonding surfaces (use of acid or air abrasion), chemical conditioning of the treated surfaces was followed by the application of a universal primer. Lower bond strength was achieved in the samples that were subjected only to the mechanical alteration methods (with the exception of the hybrid ceramic due to the composite matrix in its composition).

Therefore, we recommend the following treatments that achieve optimal bond strength: for Vita Mark II feldspar ceramics – etching the bonding surface with 4% hydrofluoric acid, for lithium disilicate IPS e.max CAD – sandblasting with aluminum oxide grains (29 μm) and conditioning with primer, for zirconium dioxide Vita YZ – sandblasting with aluminum oxide grains (29 μm) and conditioning with primer, for hybrid Vita Enamic – silicatization with CoJet - aluminum oxide grains coated with silicium dioxide (30 μm) or etching with 4% hydrofluoric acid.

Key words: ceramic brackets, bond strength, ceramic restorations, conditioning methods.

СОДРЖИНА

КРАТКА СОДРЖИНА

SUMMERY

1.ВОВЕД 1

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА 4

3. ЦЕЛ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО..... 12

4. ИСТРАЖУВАЧКИ ХИПОТЕЗИ 12

5. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД 13

5.1 Материјали 13

5.1.1 Керамички материјали 13

5.1.2 Ортодонтски брекети 14

5.1.3 Атхезивен цемент за бондирање на ортодонтските брекети .. 14

5.1.4 Материјали за третман на керамичките површини 15

5.2 Апаратура 16

5.3 Методи 18

5.3.1 Подготовка на експерименталните примероци 18

5.3.2 Одредување на јачината на силата на смолкнување 25

5.3.3 Светлосна микроскопија 26

5.3.4 Скенирачка електронска микроскопија – SEM 26

5.3.4 Статистичка обработка 27

6. РЕЗУЛТАТИ 28

6.1 Генерални карактеристики 29

6.2 Vita Mark II - сила на смолкнување (SBS) 31

6.2.1 Дистрибуција на фреквенции на SBS – Vita Mark II 31

6.2.2 Меѓугрупна споредба на SBS – Vita Mark II 32

6.2.2.1 Споредба на група 1 со останатите групи –Vita Mark II 36

6.2.2.2 Споредба на група 2 со останатите групи –Vita Mark II 38

6.2.2.3 Споредба на група 3 со останатите групи –Vita Mark II 40

6.2.2.4 Споредба на група 4 со останатите групи –Vita Mark II 42

6.2.2.5 Споредба на група 5 со останатите групи –Vita Mark II 44

6.2.2.6 Споредба на група 6 со останатите групи –Vita Mark II 46
6.2.2.7 Споредба на група 7 со останатите групи –Vita Mark II 48
6.2.2.8 Споредба на група 8 со останатите групи –Vita Mark II 50
6.2.2.9 Споредба на група 9 со останатите групи –Vita Mark II 52
6.3 IPS e.max CAD - сила на смолкнување (SBS)..... 54
6.3.1 Дистрибуција на фреквенции на SBS – IPS e.max CAD 54
6.3.2 Меѓугрупна споредба на SBS – IPS e.max CAD 55
6.3.2.1 Споредба на група 1 со останатите групи – IPS e.max CAD ... 59
6.3.2.2 Споредба на група 2 со останатите групи – IPS e.max CAD .. 61
6.3.2.3 Споредба на група 3 со останатите групи – IPS e.max CAD .. 63
6.3.2.4 Споредба на група 4 со останатите групи – IPS e.max CAD .. 65
6.3.2.5 Споредба на група 5 со останатите групи – IPS e.max CAD .. 67
6.3.2.6 Споредба на група 6 со останатите групи – IPS e.max CAD .. 69
6.3.2.7 Споредба на група 7 со останатите групи – IPS e.max CAD 71
6.3.2.8 Споредба на група 8 со останатите групи – IPS e.max CAD .. 73
6.3.2.9 Споредба на група 9 со останатите групи – IPS e.max CAD .. 75
6.4 Vita YZ - сила на смолкнување (SBS) 77
6.4.1 Дистрибуција на фреквенции на SBS – Vita YZ 77
6.4.2 Меѓугрупна споредба на SBS – Vita YZ 78
6.4.2.1 Споредба на група 1 со останатите групи – Vita YZ 82
6.4.2.2 Споредба на група 2 со останатите групи –Vita YZ 84
6.4.2.3 Споредба на група 3 со останатите групи – Vita YZ 86
6.4.2.4 Споредба на група 4 со останатите групи – Vita YZ 88
6.4.2.5 Споредба на група 5 со останатите групи – Vita YZ 90
6.4.2.6 Споредба на група 6 со останатите групи – Vita YZ 92
6.4.2.7 Споредба на група 7 со останатите групи – Vita YZ 94
6.4.2.8 Споредба на група 8 со останатите групи – Vita YZ 96
6.4.2.9 Споредба на група 9 со останатите групи – Vita YZ 98
6.5 Vita Enamic - сила на смолкнување (SBS) 100
6.5.1 Дистрибуција на фреквенции на SBS – Vita Enamic 100
6.5.2 Меѓугрупна споредба на SBS – Vita Enamic 102

6.5.2.1 Споредба на група 1 со останатите групи – Vita Enamic 105

6.5.2.2 Споредба на група 2 со останатите групи – Vita Enamic 107

6.5.2.3 Споредба на група 3 со останатите групи – Vita Enamic 109

6.5.2.4 Споредба на група 4 со останатите групи – Vita Enamic 111

6.5.2.5 Споредба на група 5 со останатите групи – Vita Enamic 113

6.5.2.6 Споредба на група 6 со останатите групи – Vita Enamic 115

6.5.2.7 Споредба на група 7 со останатите групи – Vita Enamic 117

6.5.2.8 Споредба на група 8 со останатите групи – Vita Enamic 119

6.5.2.9 Споредба на група 9 со останатите групи – Vita Enamic 121

6.6 Одредување на типот на фрактура 123

6.7 Евалуација на површинската микроморфологија – скенирачка електронска микроскопија (SEM) 127

6.7.1 Скенирачка електронска микроскопија на примероците од Vita Mark II 128

6.7.2 Скенирачка електронска микроскопија на примероците од IPS e.max CAD 129

6.7.3 Скенирачка електронска микроскопија на примероците од Vita YZ 130

6.7.4 Скенирачка електронска микроскопија на примероците од Vita Enamic 131

7. ДИСКУСИЈА.....132

8. ЗАКЛУЧОЦИ 143

9. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА (REFERENCES) 145

1. ВОВЕД

Во секојдневната клиничка пракса често пати се случува фиксниот ортодонтски третман со ортодонтски брекети да се изведува на дентиција претходно третирана со фиксно-протетички реставрации – метал-керамички или целосно-керамички коронки или фасети. Од друга страна, проблем со кој често пати се судруваат ортодонтите е дебондирање на брекетите, поради што последователните прегледи се закажуваат почесто и се поврзани со повторно спроведување на целата процедура за поставување на брекети – нивно ребондирање, поставување на лакови и кетени.

Обезбедувањето на јака и сигурна врска помеѓу ортодонтските брекети и целосно-керамичките реставрации значително го намалува времето потребно за спроведување на контролните прегледи, а е проследено и со чувство на поголем комфор и сигурност кај пациентот. Типот на брекетите, типот на керамичкиот материјал од кој реставрацијата е изработена, третманот на површината на керамичката реставрација каде брекетата ќе биде цементирана (поставена), како и користењето на соодветен композитен цемент за фиксирање на брекетите имаат влијание врз јачината на оваа врска.

Според резултатите добиени од анкетата на Американското ортодонтско друштво спроведена во 2015 година, бројот на возрасни пациенти кои побарале ортодонтски третман забележува пораст од 14% на 27% помеѓу 2010 и 2014 година; ова значи дека бројот на адултни ортодонтски пациенти се зголемил двојно за само 4 години, а ваквиот тренд продолжува и понатаму [1]. Со зголемувањето на возраста на пациентите, се очекува фиксниот ортодонтски третман да биде спроведен и на реставрирани заби. Посакуваниот исход од бондирањето на брекетите на заби реставрирани со било кој реставративен материјал е обезбедување на доволно цврста врска која ќе биде во состојба да ги издржи силите кои се продуцираат во текот на ортодонтскиот третман, како и мастикаторните сили, без притоа да настане поместување/дебондирање на брекетите. Во исто време, ваквата врска не треба да биде ниту премногу јака со цел да се избегне оштетувањето на керамичките површини за време на процесот на дебондирање на брекетите на крајот од ортодонтскиот третман [1].

Оттука може да се заклучи дека со порастот на бројот на адултни пациенти кои имаат потреба од ортодонтски третман, кај дел од нив би можело да се очекува присуство на фиксно-протетички изработки на кои ќе треба да се бондираат ортодонтските брекети, при што добивањето на адекватна врска помеѓу реставрациите и брекетите е од примарно значење за успешно спроведување на целиот третман.

Постојат повеќе фактори кои влијаат врз јачината на врската помеѓу ортодонтските брекети и целосно-керамичките реставрации. Еден од нив е материјалот од кој се изработени брекетите. Керамичките брекети се промовирани во 1980-тите години со цел овозможување на ортодонтски третман кој нема да ја наруши естетиката на дентицијата и лицето воопшто [2]. Врската која се добива помеѓу керамичките брекети и керамичките реставрации е поголема во споредба со онаа постигната при користење на метални брекети, но тоа не секогаш претставува предност [3,4]. На крајот од ортодонтскиот третман, при дебондирање на брекетите, може да дојде до иреверзибилно оштетување на површината на керамичката реставрација на која брекетата била поставена, доколку врската помеѓу нив била прејака [5]. Кога ќе се додаде и фактот дека керамичките материјали не поседуваат еластични својства, што значи дека силите кои делуваат врз керамичката брекета ќе се пренесат на површината врз која истата е поставена, може да се заклучи дека е потребно огромно внимание при ракувањето со брекетите при процесот на дебондирање [6].

Биокомпатибилноста, природниот изглед, како и супериорните биомеханички својства се карактеристики на денталните керамички системи кои довеле до нивната голема популарност и обемна примена како индиректни реставративни материјали во современата реставративна стоматологија [7]. Сепак, забележан е поголем процент на неуспех при бондирање на керамичките брекети врз керамички реставрации, во споредба со нивното бондирање врз емајлот на забите, што од своја страна претставува предизвик за изнаоѓање на ефикасна техника за бондирање [8]. Типот на керамиката од која е изработена целосно керамичката реставрација има големо влијание врз јачината на остварената врска со ортодонтските брекети. Постојат неколку типа на керамики, кои меѓусебно се разликуваат според фазите од кои се изградени: фелдспатни, стаклокерамики вклучувајќи ги леуцитните и литиум (ди)силикатните керамики каде различните видови на кристали се дисперзирани во стаклена матрица, оксидните, односно поликристалните керамики, кои се состојат исклучиво од кристална фаза а најчесто користени се циркониум оксидните керамики, и т.н. хибридни керамики, каде неорганската компонента составена од керамички честички е распределена во органската компонента - композитната матрица.

Од хемискиот состав и фазната застапеност зависат не само физичките и биомеханичките својства на керамиките, но и можноста за алтерација на површината на керамичката реставрација на која ќе треба да се постави брекетата; ортодонтските брекети не се бондираат на глазирана површина на керамичките реставрации поради исклучително слабата врска која би се воспоставила, но на површина која претходно била третирана со цел зголемување на нејзината реактивност, микрорапавост, микропорозност и можност за навлажнување.

При бондирање на брекетите на природни заби, вообичаено, емајловата површина на која се планира поставување на брекетата се нагризува со 37% фосфорна киселина. Но, при постоење на керамички реставрации, потребни се поразлични протоколи за нагризување на керамичките сврзни површини поради поголемата резистентност на керамичките материјали кон киселини [9]. Покрај нагризувањето со киселини, постојат и други методи за алтерација на бондирачките површини што можат да се користат; такви се: песочење со алуминиум оксидни зрна, силикатизирање – песочење со алуминиум оксидни зрна кои на површината се обложени со силициум диоксид, нанесување на средства – керамички или универзални прајмери кои во себе содржат различни функционални групи или пак комбинација од наведените методи. Кој протокол за алтерација на површината на керамичката реставрација на која треба да се бондира керамичкиот брекет ќе се употреби, ќе зависи од типот на керамичкиот материјал од кој реставрацијата е изработена.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА

Последниве години спроведени се неколку студии кои ја испитувале ефикасноста на врската помеѓу керамичките брекети и керамичките реставарции (бондирачката површина).

Според Kato и соработниците, главниот фактор кој ја детерминира јачината на врската помеѓу композитниот цемент и керамичката реставрација е методот и типот на средството за кондиционирање на бондирачките површини, чија улога е поголема отколку самото средство за цементирање [10]. Од тие причини, употребата на неефективна техника за кондиционирање може да го компромитира целиот ортодонтски третман. Постојат три различни методи на кондиционирање на керамичките реставрации: механички, хемиски или нивна комбинација – механичко-хемиски метод. Врзувањето на органскиот цемент за неорганската керамика се овозможува со користење на средства за силанизирање (хемиски метод), кои се состојат од хибридни неорганско-органски функционални мономери. Овој чекор на силанизирање следи по направеното механичко кондиционирање на керамиката, со цел да се обезбеди цврста хемиска врска со смолата од композитниот цемент [11]. Механичкиот метод се базира на користење на посебен тип на киселини погодни за нагризување на керамичките површини. Два важни фактори кои треба да се земат во предвид при механичкото кондиционирање на керамичките површини се концентрацијата на киселината која се користи, како и времето на делување на киселината [7].

Воведувањето на стакло керамиките како реставративни материјали во стоматолошката протетика, како и докажаните предности на атхезивното цементирање, придонеле да се развие концептот за нагризување на бондирачките површини со флуороводородна киселина (HFA). Протоколот за подготовка на керамичките површини за бондирање на брекетите е преку нагризување со 9,6% флуороводородна киселина во период од околу 1 минута, по што следи промивање со млаз на вода. Следниот чекор по нагризувањето со флуороводородната киселина е нанесување на средство за силанизирање. Практичарите треба да бидат внимателни при ракувањето со овој тип на киселина поради нејзините корозивни и токсични дејства при контакт со живо ткиво [12,13,14]. Во стоматологијата не се пријавени случаи на несреќа при употребата на флуороводородната киселина, што може да се должи на фактот дека последиците не се појавуваат веднаш по контактот со киселина со ниска концентрација. Најголемата опасност при интраоралната употреба на HFA лежи во токсичноста кон меките ткива, поради што вниманието мора да биде на највисоко ниво: изложувањето на оралната мукоза на концентрација од 0,1% може да доведе до појава на изгореници [15]. Од друга страна, нагризувањето на керамичката

реставрација со HF киселина, може да доведе до ирепарабилно оштетување на површината, што би резултирало со поголема јачина на врската со керамичката брекета, која би можела да го доведе во ризик интегритетот на керамичката реставрација [16,17,18]. При нагризување на стаклокерамиките со 9,6% HFA настанува двојна реакција: примарна - помеѓу киселината и стаклестата фаза, и секундарна – помеѓу киселината и кристалната фаза, оставајќи ги поголемите кристали интактни. На тој начин се создава ирегуларна површина со микроскопски пори кои ја овозможуваат микромеханичката ретенција на атхезивната смола. Колку што е повеќе застапена кристалната фаза, а помалку стаклестата фаза во состав на материјалот, толку е поголема резистентноста на керамиката кон делувањето на киселината [9,19].

Воздушната абразија со користење на алуминиум оксидни зрна за песочење е метод за механичка алтерација на бондирачката површина на керамичките реставрации. По песочењето се создава ирегуларна површина со микроскопски пори кои се потребни за микромеханичка ретенција на средството за бондирање. Ваквиот начин на кондиционирање на керамичките површини овозможува добивање на адекватна ретенција на керамичките брекети. Но, воздушната абразија може да предизвика иреверзибилно оштетување на керамичката реставрација. Затоа се препорачува, песочењето да се изведе под низок притисок (1-2 bar), користејќи алуминиум оксидни зрна со големина помала од 50 μm и на растојание од 10 mm од површината која се третира. Некои студии од 1990-тите години па сè до последниве години индицираат дека воздушната абразија со алуминиум оксидни зрна со големина од 50 μm продуцира недоволна јачина на врската помеѓу керамиката и композитите. Тоа најверојатно се должи на фактот дека различни керамички материјали различно се алтерираат со техниките за кондиционирање.

Од друга страна пак, голем број на студии докажуваат дека воздушната абразија со користење на алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид (со големина од 30 μm) - силикатизација (CoJet Sand, 3M ESPE, Seefeld, Germany), проследено со силанизација, продуцираат многу силна бондирачка врска помеѓу керамичките брекети и керамичките реставрации [20,21,22,23,24,25].

Керамичките прајмери, нанесени на површини претходно нарапавени со дијамантски борер, се користат за кондиционирање на керамичките реставрации и постигнување на адекватна јачина на бондирање. Дијамантските борери имаат задача да ја деглазираат керамичката површина и на тој начин да се создадат услови за директна реакција на прајмерот со керамиката. Доколку не се изведе претходно деглазирање на керамичките површини, композитот не може да се поврзе со керамиката и врската на бондирање ќе биде многу слаба [26].

Сè почесто материјал на избор при изработка на фиксно протетички надоместоци кај пациентите е циркониум диоксидот. Ова се должи на супериорните механички и одлични биокомпатибилни својства на циркониум диоксидната керамика. Иницијално, циркониум диоксидната керамика била користена за изработка на супструктурата на безметалните фиксно протетички конструкции, на која подоцна се печела традиционалната керамика за фасетирање. Во 2003 година промовирани се првите индустриско обоени циркониум диоксидни блокови, а во 2011 година - блокови со зголемена транслуцентност и значително подобрени естетски карактеристики. На овој начин овозможена е изработката на монолитни протетички реставрации со голем број на предности во споредба со останатите керамички системи: елиминирање на ризикот за поткршување (chipping) на фасетната керамика, супериорни механички својства, можност за процесирање со CAD-CAM техниката, како и изработка на реставрации со помала дебелина што од своја страна овозможува минимална препарација. Сепак, циркониум диоксидната керамика не е подложна на нагризување со киселини како што се стакло керамиките, поради отсуството на стаклеста фаза; ова, од своја страна, го оневозможува градењето на ефикасна врска при процесот на атхезивно цементирање (во случајот, бондирање на керамичките брекети). Од тие причини, потребно е изнаоѓање на најефикасен метод и воспоставување на стандарден протокол за атхезивно цементирање на керамичките брекети врз циркониум диоксидните протетички изработки [27].

Воздушната абразија со алуминиум оксидни зрна како метод за кондиционирање, ја модифицира циркониум диоксидната површина преку еродирање на материјалот, правејќи ја рапава и со микропори кои служат за остварување на механичка врска со композитниот цемент. Но не само големината на честичките има влијание врз површинската текстура на материјалот; притисокот под кој се изведува песочењето е исто така важен фактор. Според Kern и сор. доколку песочењето се изведува под притисок од 0,25 MPa се креира погруба површина во споредба со воздушната абразија спроведена под притисок од 0,05 MPa. И други студии докажуваат дека со зголемување на притисокот под кој се врши воздушната абразија, се зголемува грубоста на керамичките површини[47].

По механичката подготовка на керамичката бондирачка површина, а со цел постигнување на оптимална врска со композитниот цемент, од есенцијално значење е хемиското кондиционирање. Денес за таа цел се користат цементи и прајмери базирани на 10-MDP (Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate). Прајмерите во суштина се амбивалентни (бифункционални) молекули кои овозможуваат поврзување помеѓу неорганските компоненти на керамиката и органските компоненти на композитот. Тие содржат органофосфатни мономери, со две терминални функционални групи: едната (хидрофилна група), дериват на

фосфорната киселина, реагира со циркониум диоксидната керамика остварувајќи врска со неа, а на другиот крај од молекулата е сместена винилната група која овозможува кополимеризација со смолата. Овие два краја се поврзани со карбонски ланец кој е одговорен за карактеристиките на материјалот како што се вискозност, ригидност, хидрофобност и солубилност. Студиите покажуваат дека употребата на прајмерите базирани на 10-MDP овозможуваат појако бондирање при користење и на самоврзувачки композити на база на 10-MDP, и на традиционалните композитни цементи. Со цел да се искористат микропорозностите добиени со воздушната абразија, потребно е користење на цемент со помала вискозност кој ќе навлезе во настанатите пори. Но, студиите покажуваат дека термичкото циклирање ја афектира врската со средствата на база на 10-MDP, а остварена по песочење на керамиката, што го прави овој протокол за атхезивно бондирање на брекетите недоволно сигурен за рутинска употреба [28,29,30,31].

Како што е докажано во студиите на Kern и Strub од 1998 и на Wolfart со сор. од 2007 година, песочењето игра поголема улога во подобрување на јачината на бондирање на керамичките брекети врз керамичките материјали, во споредба со користењето на прајмери [47]. Иницијалната јачина на силата на затегнување (со која се одредува јачината на врската), е статистички повисока кога циркониум диоксидната керамичка површина е песочена, во споредба со онаа која се добива по хемиско кондиционирање со прајмер. Сепак, без апликација на прајмер, јачината на бондирање со текот на времето се редуцира до најниски вредности без разлика на притисокот со кој се вршела воздушната абразија. Од друга страна, хемиското кондиционирање со прајмер, без претходна воздушна абразија, овозможува само иницијално постигнување на одредена јачина на бондирање, што со текот на времето се намалува до минимални нула (0) MPa; ова укажува на комплетно неуспешно атхезивно цементирање.

Од горе изнесеното може да се заклучи дека ниту механичкото алтерирање, ниту хемиското кондиционирање засебно, не успеваат да обезбедат сигурна и долготрајна јачина на бондирање, поради што се наметнува единствената логична солуција за остварување на адекватна јачина на бондирање, а тоа е механичко-хемиска подготовка на керамичките површини.

Поликристалните керамики како што се циркониум диоксидната и алуминиум оксидната керамика се резистентни на киселини поради што некои автори предложиле на површината на циркониум диоксидот да се аплицира слој богат со силициум диоксид; на тој начин, керамиката би ја добила стаклестата фаза која отсуствува и би се однесувала како стакло керамика. Силикатизацијата (tribochemical silica coating – TBS) е метод за кондиционирање на циркониум диоксидната керамика со цел добивање на подобра атхезија, а се базира на

песочење со алуминиум триоксидни зрнца обложени со силициум диоксид. При ударот на зрнцата на керамичката површина се ослободуваат силициум диоксидните честички кои, поради топлината која се создава, се инкорпорираат во површината - стануваат интегрален дел од циркониум диоксидната керамика; во исто време на површината се креираат ирегуларности.

Создавањето на стаклестиот слој на циркониум диоксидната керамичка површина овозможува користење на силан како средство за кондиционирање и поврзување со цементот. Молекулата на силанот има две различни функционални групи: -SiOH групата која се поврзува со хидроксилните групи на силициум диоксидниот слој и друга функционална група која се поврзува со метакрилатот од смолата на композитниот цемент. Средството за силанизирање е уште познато и како промотор на атхезијата, при што својата функција ја остварува по пат на адсорпција и алтерација на површината на керамичкиот материјал преку хемиски или физички процеси со цел да се зголеми интеракцијата со композитниот цемент. Делот од молекулата кој не се адсорбира претставува слободна површина преку која се остварува врската со композитниот цемент и на тој начин се формира хемиски мост помеѓу двата различни материјали (керамичката површина и композитниот цемент). Но, ваквиот начин на кондиционирање има одредени недостатоци како што е фрагилноста на стаклестиот слој поради што може да настанат површински дефекти и иницијација на пукнатини [35].

Употребата на универзален прајмер, кој во себе содржи и силан и 10-MDP мономер, овозможува добивање на подобра врска при бондирањето, бидејќи на оние места на циркониум диоксидната керамичка површина каде не настанала силикатизација, поврзувањето со композитниот цемент се остварува преку посредство на прајмерот на база на 10-MDP. Врската која се остварува по силикатизирањето на керамичката површина е со поголема резистентност кон распаѓање по термичкото циклирање (како метод за лабораториско стареење на материјалите) во споредба со останатите методи за алтерација на површините. Врската добиена помеѓу силициум диоксидот и силанот е поотпорна на хидролиза отколку директната врска помеѓу циркониум диоксидната керамичка површина и 10-MDP. Јачината на бондирање е поголема кога по силикатизацијата следи силанизирање, отколку во случаите кога за кондиционирање се користи методот на песочење со алуминиум оксидни честички по што се нанесува прајмер на база на 10-MDP [32,33,34].

Самата постапка на бондирање е деликатна, бидејќи секој тип на контаминација (плунка, крв) на површината на керамичката реставрација доведува до интерференција помеѓу фосфатните групи на прајмерите или цементите со површината на циркониум диоксидот, што од своја страна негативно се одразува врз јачината на бондирањето [36].

Што се однесува до хибридните керамики, Kara и сор. утврдиле дека материјалот од кој се изработени брекетите (керамички или метални) нема сигнификантно влијание врз јачината на бондирањето, туку различните методи за кондиционирање на керамичките површини [37].

Нагризувањето на керамичките површини со фосфорна киселина проследено со силанизирање не обезбедиле адекватно бондирање на ортодонтските брекети кое би било клинички прифатливо. За таа цел треба да се користи HF киселината проследено со силанизирање, или уште подобро self-etch атхезивните системи. Сепак треба внимателност бидејќи ваквата комбинација на третмани предизвикала најголеми оштетувања на керамичката површина при фазата на дебондирање [38], [39].

Од друга страна, поради токсичниот и корозивен ефект на HF киселината, некои автори сугерираат песочење на бондирачката површина проследено со силанизирање; меѓутоа, со овој третман не се добиени клинички прифатливи резултати [20], [40]. Сигнификантна разлика во јачината на бондирање не е утврдена и кога пред нагризувањето со HF киселина проследено со силанизирање, површините биле песочени. Од тие причини, како и поради штетните ефекти кои ги има песочењето со алуминиум оксидните честички врз интегритетот на керамичката изработка, авторите предлагаат третманот на керамичката површина пред бондирањето на ортодонтските брекети да се состои од нагризување со HF киселина и последователна апликација на средство за силанизирање [40].

Голем број на фактори влијаат врз јачината на бондирање на ортодонтските брекети за керамичките реставрации, а кои не се директно поврзани со третманот на бондирачката површина. Според Pinho и сор. [41] металните брекети поради решеткастата база остваруваат подобро механичко поврзување со атхезивот во споредба со керамичките брекети. И големината на брекетата, како и анатомското приспособување на нејзината база кон забот каде ќе се бондира, се фактори кои може да имаат круцијално значење во остварувањето на адекватна врска. Доколку не постои компатибилност помеѓу формата на базата на брекетот и површината на забот, се формира подебел слој на композитниот цемент кој секако ќе ја намали јачината на бондирање [41].

Schmage и сор. сугерираат дека јачината на бондирање од 6 до 10 MPa е доволна за обезбедување на адекватна врска помеѓу брекетите и керамичките реставрации за што се доказ и фрактурите од кохезивен тип. Третманот на керамичката површина која обезбедува најјака врска на бондирање истовремено доведува до нејзино оштетување при дебондирањето; доколку јачината на бондирање надминува 13 MPa, може да се очекува појава на фрактура на керамичката површина. Во истото истражување, авторите забележале дека

највисока инциденца на фрактури при дебондирањето била асоцирана со деглазирањето на керамиките со користење на дијамантски борер непосредно пред спроведување на третманите. Отстранувањето на глазурниот слој ја намалува трансверзалната јачина на керамиката за половина и овозможува пропагирање на пукнатините (кои можат да настанат по песочењето на површината) во внатрешноста на керамичката реставрација. Поради ова, не се препорачува деглазирање на керамиките пред нивното третирање, туку употреба на методи за кондиционирање кои ќе обезбедат доволна јачина на врската на бондирање со помала алтерација на керамичките површини [43]. За да се избегне оштетувањето на керамичките реставрации, во клиничката пракса се применуваат и посебни техники за дебондирање со користење на адекватни инструменти и дозирана сила [42].

Евалуација на јачината на бондирање на ортодонтските брекети за различни керамички материјали се изведува со тестовите за мерење на силата на смолкнување (shear bond strength test) и силата на затегнување (tensile bond strength test). Овие тестови имаат есенцијална улога во предвидувањето на перформансите на атхезивните системи и изнаоѓање на решенија за проблемите кои се јавуваат во секојдневната клиничка пракса [44].

Скенирачката електронска микроскопија – SEM се користи за евалуација на површинската микроструктура на материјалите – нивната релјефност, додека пак со светлосната микроскопија може да се утврди типот на фрактура која може да биде атхезивна, кохезивна или мешовита. Атхезивниот тип на фрактура се појавува кога при дебондирањето, фрактурната површина е локализирана на меѓуграничната површина - интерфејсот, односно помеѓу средството за цементирање и бондирачката површина на реставрацијата. Кохезивната фрактура пак настанува при пропагирање на пукнатината низ цементниот слој при што и двете бондирачки површини (керамичката површина и базата на брекетот), по дебондирањето, се покриени со цементен слој; пукнатината може да се шири низ средината на цементниот слој или во близина на - интерфејсот. Кохезивната фрактура, според повеќето стандарди во истражувањата на силата на бондирање, е знак за добро постигната атхезија помеѓу бондирачките површини. Мешовитите фрактури се комбинација на претходните два типа на фрактури, при што на одредени места пукнатината пропагира низ цементниот слој како кохезивна фрактура, а на други места пропагира низ интерфејсот помеѓу цементниот слој и бондирачката површина како атхезивна фрактура. Неколку фактори можат да допринесат за појава на мешовит тип на фрактура, од кои најголемо влијание има неадекватниот третман на бондирачките површини [45].

Од спроведениот преглед на литература може да се заклучи дека одредени третмани на керамичките површини пред бондирањето на ортодонтските брекети

се со докажана ефикасност. Сепак, за да се утврди ефикасноста на комбинации од неколку различни методи за кондиционирање врз јачината на бондирање и нивниот ефект врз интегритетот на керамичките површини по дебондирањето, потребна е дополнителна истражувачка активност.

3. ЦЕЛИ НА ТРУДОТ

Главната цел на овој Магистерски труд е да се воспостави протокол за кондиционирање на фиксно протетички реставрации изработени од различни целосно керамички материјали, како нивна подготовка за бондирање на керамички ортодонтски брекети при изведување на фиксен ортодонтски третман. Протоколот за работа треба да обезбеди оптимална јачина на врската на брекетите за керамичките површини, со цел успешно спроведување на ортодонтскиот третман, без негативно влијание врз интегритетот на керамичките реставрации при фазата на дебондирање на брекетите.

Оттука, логично се наметнуваат и целите на Магистерскиот труд, а тоа се:

1. Евалуација на јачината на врската (одредување на силата на смолкнување) помеѓу ортодонтските керамички брекети и керамичките материјали во зависност од:
    1.1 Типот на керамиката од која реставрацијата може да биде изработена и
    1.2 Третманот на керамичката површина пред бондирањето на брекетите.
2. Евалуација на типот на фрактура (атхезивна, кохезивна или мешана фрактура).

4. ИСТРАЖУВАЧКИ ХИПОТЕЗИ

Главна хипотеза:

Различните методи за кондиционирање на керамичките бондирачки површини сигнификантно влијаат врз јачината на врската помеѓу керамичките ортодонтски брекети и различните керамички материјали.

Дополнителна хипотеза:

Различните методи за кондиционирање на керамичките површини обезбедуваат слична јачина на бондирање која нема сигнификантно влијание врз успешното спроведување на ортодонтскиот третман и нема клиничка практична примена.

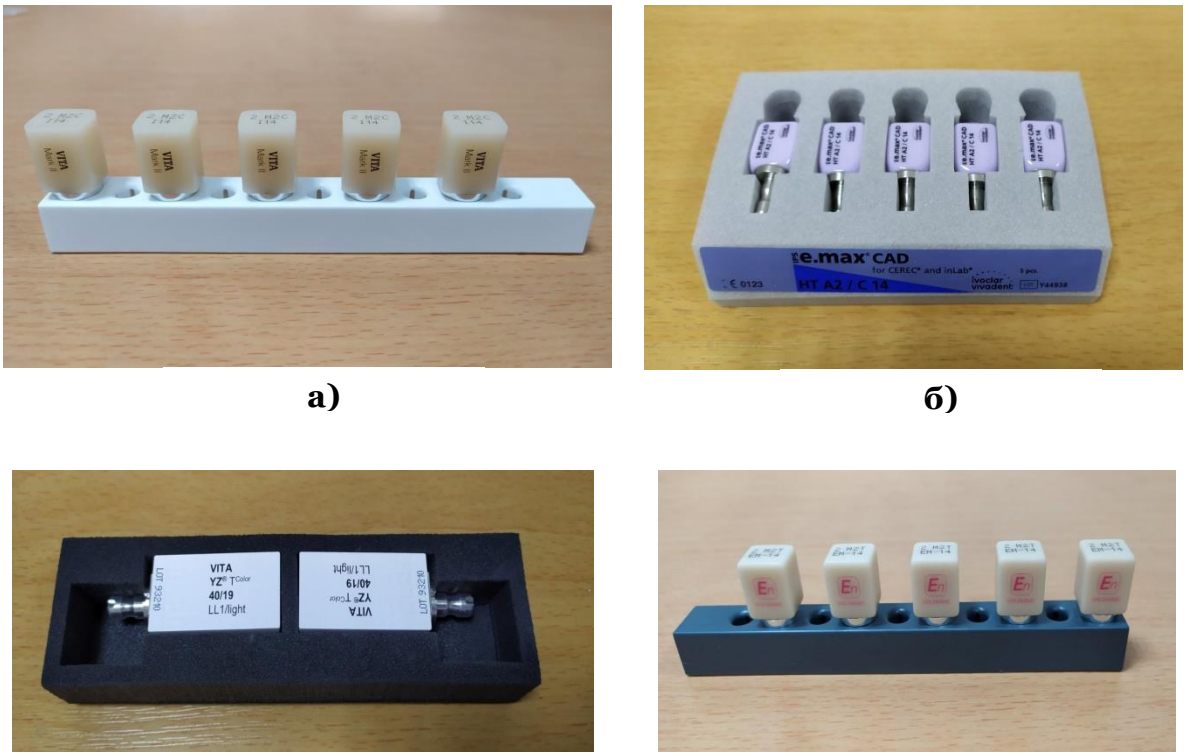
5. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

За спроведување на истражувањето беа користени следните материјали, апарати и применети следните методи:

5.1. Материјали

5.1.1. Керамички материјали за изработка на целосно керамички реставрации со користење на CAD-CAM технологијата (CAD-CAM блокчиња):

1. **фелдспатна керамика** – Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Germany);
2. **литиум дисиликатна керамика** – IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Shaan Liechtenstein);
3. **циркониум диоксидна керамика** – Vita YZ T Color (VITA Zahnfabrik, Germany);
4. **хибридна керамика** – Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Germany) (Сл. 1).



а) **б)**

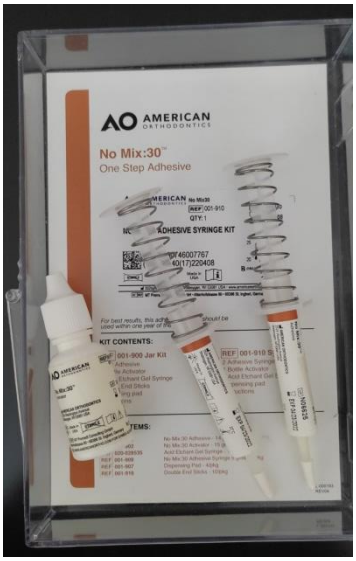
в) **г)**

Слика 1. CAD-CAM керамички блокчиња: а) Vita Mark II; б) IPS e.max CAD; в) Vita YZ; г) Vita Enamic.

5.1.2. Ортодонтски брекети, twin систем, керамички брекети за максиларни централни инцизиви а1 – 20/40 Ceramic brackets (American Orthodontics, USA) (Сл. 2).

Слика 2. а) Керамички ортодонтски брекети; б) брекета поставена на керамичка површина.

5.1.3. Атхезивен цемент за бондирање на ортодонтските брекети: No Mix:30™ Adhesive - American Orthodontics, USA (Сл. 3).



Слика 3. Атхезивен цемент за бондирање на ортодонтските брекети.

5.1.4. Материјали за третман на керамичките површини:

1. **37% фосфорна киселина** (H_3PO_4) – Acid Etchant (American Orthodontics, USA) (Сл. 4а);
2. **4% флуороводородна киселина** (HF) – IPS Ceramic etching gel (Ivoclar Vivadent, Shaan Liechtenstein);
3. **универзален прајмер** – Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Shaan Liechtenstein) (Сл. 4а);
4. **алуминиум оксидни зрна за песочење** (Al_2O_3) со големина од 29 µm – Sandman (Innovative Micro Dentistry, Polska) (Сл. 4а);
5. **алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид** (Al_2O_3 x SiO_2) со големина од 30 µm – CoJet™ sand (3M Espe, St. Paul, MN, USA) (Сл. 4а);
6. **ладно-полимеризирачки акрилат** (прашок и течност) за изработка на привремени реставрации (polymethyl metahacrylate – Politemp (Polident, Словенија), а во експериментот се користеше за подготовка на модлите (Сл. 4б).

Слика 4. а) Материјали за третман на керамичките површини; б) акрилат за подготовка на модлите.

5.2. Апаратура

Во текот на истражувачкиот процес беа користени следните апарати и машини:

5.2.1. Прецизна машина за сечење на примероци – Minitom (Struers, Denmark) и дијамантски дискови (Struers, Denmark) (Сл. 5);
5.2.2. Печка за синтерување на керамика – Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Shaan Liechtenstein) (Сл. 6);
5.2.3. Апарат за интраорално песочење – Sandman (Innovative Micro Dentistry, Polska) (Сл. 7);
5.2.4. Водена бања – Biobase Water Tank WT-42 (Biobase Biodustry, Shandong, China) (Сл. 8);
5.2.5. Универзална машина за тестирање – Shimadzu AGS-X (Shimadzu Co., Japan) (Сл. 9);
5.2.6. Оптички микроскоп – Levenhuk Zeno Cash ZC6 (Levenhuk Inc., USA) (Сл. 10);
5.2.7. Скенинирачки електронски микроскоп – SEM – JSM-IT200 (Сл. 11).

Слика 5. Прецизна машина за сечење на примероци – Minitom и дијамантски дискови.

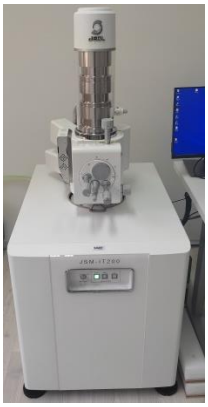
Слика 6. Печка за синтерување на керамика – Programat EP 5000.

Слика 7. Апарат за интраорално песочење – Sandman.

Слика 8. Водена бања – Biobase Water Tank WT-42.

Слика 9. Универзална машина за тестирање – Shimadzu AGS-X.

Слика 10. Оптички микроскоп – Levenhuk Zeno Cash ZC6.



Слика 11. Електронски микроскоп – SEM – JSM – IT200.

5.3. Методи

5.3.1. Подготовка на експерименталните примероци

Керамичките материјали кои се користеа во истражувањето беа набавени како CAD-CAM блокчиња со иста боја – A2. Тие, во првата фаза од експериментот, со помош на прецизна машина за сечење Minitom и дијамантски дискови за сепарирање, беа пресечени на керамички плочки со дебелина од 2 мм, имитирајќи ја дебелината на една просечна керамичка реставрација. Сечењето се изведуваше со перманентно водено ладење за да се спречи загревањето на керамичкиот материјал што би резултирало со појава на микропукнатини. Керамичките пресеци - примероците беа со четириаголна форма и рамна бондирачка површина, за разлика од керамичките реставрации чија вестибуларна површина (каде се бондираат брекетите) вообичаено се дизајнира со благи конвекситети и конкавитети имитирајќи ги природните заби; ваквата анатомо-морфологија може да има влијание врз силата на бондирање поради нееднаквиот контакт на брекетата и бондирачката површина (Сл. 12).

Слика 12. Керамички примероци.

Слика 13. Процес на синтерување на IPS e.max CAD примероците.

Керамичките CAD-CAM блокчиња IPS e.max CAD (литиум дисиликатна керамика) и Vita YZ (циркониум диоксидна керамика) се набавуваат во пресинтерувана форма и како такви се режат по дизајнирањето на реставрациите. Поради тоа, по сечењето на блокчињата и добивањето на керамичките плочки, истите беа синтерувани (Сл. 13) со цел експерименталните примероци да ги имаат сите физички и механички карактеристики (пред сѐ цврстината) како и една готова керамичка реставрација. Синтерувањето се одвиваше во печка за синтерување, користејќи соодветна програма и на соодветна температура во зависност од керамичкиот материјал. Оваа меѓуфаза не се изведуваше за останатите два типа керамички материјали: фелдспатната керамика – Vita Mark II и хибридната керамика – Vita Enamic.

Експерименталната фаза продолжи со изготвување на акрилатни модли во кои беа фиксирани керамичките примероци. Идентични по димензија метални прстенести калапи (d = 30 mm), беа исполнувани со ладно-полимеризирачки акрилат. Во текот на работната фаза од полимеризацијата на акрилатот, керамичките примероци беа поставувани во средината на прстенестите калапи и потопувани во акрилатот, при што едната површина остануваше експонирана; таа површина, во понатамошниот експеримент, служеше како бондирачка за керамичката брекета (Сл. 14).

Слика 14. Изготвување на акрилатни модли.

По завршување на процесот на полимеризација на акрилатот, подготвените модли, од секој керамички материјал одделно, беа, по случаен избор, поделени во девет групи со цел спроведување на деветте различни третмани за кондиционирање на бондирачките површини. Пред почетокот на третманите, бондирачката површина на сите примероци беше деглазирана со помош на дијамантски борер со фина гранулираност на зрната – обележани со црвен прстен.

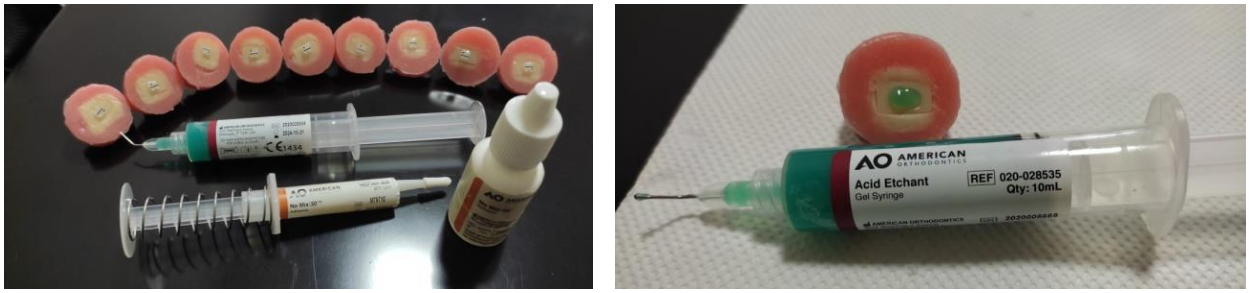
Следеше есенцијалната фаза од експериментот, односно спроведување на различните видови на третмани за кондиционирање на бондирачките површини. По извршеното кондиционирање, керамичките брекети - 20/40 Ceramic brackets (American Orthodontics, USA) беа бондирани за третираните површини користејќи самоврзувачки двокомпонентен композитен цемент наменет за бондирање на ортодонтски брекети - No Mix:30™ Adhesive (American Orthodontics, USA), под перманентен притисок од тег со маса од 1 кг, во времетраење од 1 минута.

Во продолжение ќе бидат наведени деветте различни третмани за кондиционирање на бондирачките површини:

Кај примероците од **првата група** одредена како Контролна (кај сите четири типа на керамички материјали), врз деглазираните полиња на бондирачките површини беше спроведено **директно бондирање** на керамичките брекети (Сл. 15).

Слика 15. Подготовка на примероците од Група 1.

Во **втората група**, примероците од сите керамички материјали беа третирани со **37% фосфорна киселина** во времетраење од 60 секунди, по што следеше промивање на киселината со дестилирана вода во траење од 60 с. и сушење со компримиран воздух. Веднаш потоа следеше бондирање на керамичките брекети (Сл. 16).



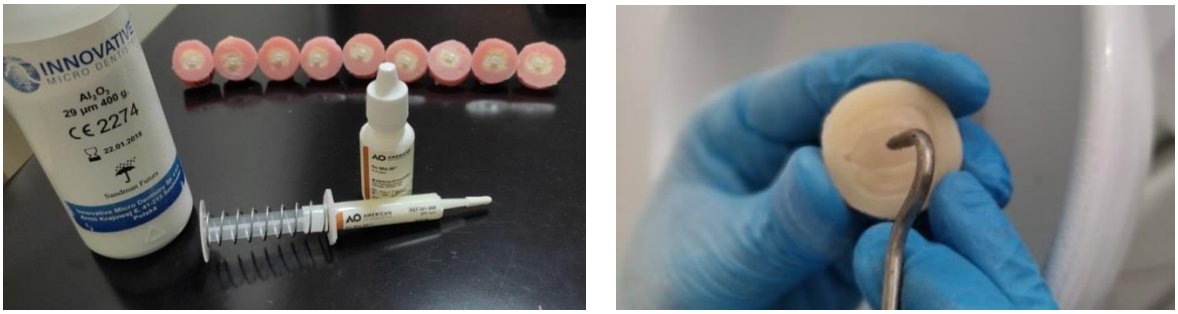
Слика 16. а) Подготовка на примероците од Група 2; б) Нагризување на бондирачката површина со фосфорна киселина.

Во **третата група**, примероците од четирите типа керамички материјали беа третирани со **4% флуороводородна киселина**. Нагризувањето со киселината се изведуваше во период од 60 с. кај сите керамики, освен кај литиум дисиликатната керамика, каде, согласно инструкциите на производителот, истото траеше 20 секунди. Следеше обилно испирање со дестилирана вода за време од 60

с. и сушење со компримиран воздух. Веднаш по спроведениот третман, керамичките брекети беа бондирани за третираните површини (Сл. 17).

Слика 17. а) Подготовка на примероците од Група 3; б) Нагризување на бондирачката површина со флуороводородна киселина.

Во **четвртата група**, керамичките примероци беа **песочени со алуминиум оксидни зрна** (Al_2O_3) со големина од 29 μm, во траење од 10 с., под притисок од 1 bar и на растојание од 10 мм од бондирачката површина. Веднаш по песочењето и чистењето на третираната површина со компримиран воздух, следеше бондирање на керамичките брекети (Сл. 18).



Слика 18. Подготовка на примероците од Група 4; б) Песочење на бондирачката површина со Al_2O_3 зрна.

Во **петтата група**, примероците од четирите различни керамички материјали беа **силикатизирани**, односно песочени со алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид (Al_2O_3 x SiO_2) – CoJet, со големина од 30 μm, во траење од 10 с., под притисок од 1 bar и на растојание од 10 mm од бондирачката површина. По лесното отстранување на вишокот песок со воздух, следеше бондирање на керамичките брекети за третираните површини (Сл. 19).

Слика 19. Подготовка на примероците од Група 5 за силикатизација со Al_2O_3 x SiO_2 зрна.

Се очекуваше третманите кои се изведуваа кај примероците од првата до петтата група да резултираат со нарапавување на бондирачките површини и создавање на микропорозности, со различна изразеност на морфологијата во зависност од типот на спроведениот третман и типот на третираната керамика. При бондирањето на брекетите, композитниот цемент со мала вискозност би навлегол во добиените микропорозности на кој начин индиректно би се остварила механичка ретенција на брекетот за керамичката површина. Истовремено, се очекуваше површината на примероците од петтата група хемиски да се изменат заради нанесениот силикатен слој, имајќи во предвид дека овој третман се вбројува во оние кои вршат механичко-хемиска алтерација на материјалите.

Керамичките примероци од **шестата група**, најпрво беа третирани со **37% фосфорна киселина** во времетраење од 60 с., по што површините се испираа со дестилирана вода во траење од 60 с. и сушеа со компримиран воздух. Потоа следеше нанесување на **универзален прајмер** - Monobond Plus, кој се оставаше да делува 60 секунди. По нежното сушење на прајмерот, керамичките брекети беа бондирани за третираните површини (Сл. 20).

Слика 20. а) Подготовка на примероците од Група 6.

Слика 20. б) Третирање на керамичките површини со фосфорна киселина и в) Апликација на универзален прајмер.

Керамичките примероци од **седмата група**, прво беа третирани со **4% флуорофодородна киселина** во времетраење од 60 с., за фелдспатната, циркониум диоксидната и хибридната керамика, односно 20 с. За литиум дисиликатната керамика, по што следеше промивање на киселината и сушење со компримиран воздух. Потоа, на третираните површини беше нанесен **универзалниот прајмер** – Monobond Plus, оставен да делува 60 с., по што следеше нежно сушење на површините. Следеше бондирање на керамичките брекети (Сл. 21).

Слика 21. а) Подготовка на примероците од Група 7; б) Апликација на флуороводородна киселина и в) Кондиционирање со универзален прајмер.

Керамичките примероци од **осмата група**, беа прво **песочени** со алуминиум оксидни зрна **(Al_2O_3)** со големина од 29 μm во траење од 10 с., под притисок од 1 bar и на растојание од 10 мм од бондирачката површина. По отстранувањето на песочните зрна со компримиран воздух, на површините беше нанесен **прајмер** - Monobond Plus (време на дејствување од 60 секунди). По

нежното сушење на третираните површини, следеше бондирање на керамичките брекети (Сл. 22).

Слика 22. Подготовка на примероците од Група 8: песочење со Al_2O_3 зрна и кондиционирање со прајмер.

Керамичките примероци од **деветтата група** беа прво **силикатизирани (Al_2O_3 x SiO_2)** - песочени со алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид - CoJet со големина од 30 µm, во траење од 10 с., под притисок од 1 bar, на растојание од 10 мм од бондирачката површина, па потоа кондиционирани со универзалниот прајмер - **Monobond Plus** (време на дејствување од 60 секунди). По нежното сушење на третираните површини, следеше бондирање на керамичките брекети (Сл. 23).

Слика 23. Подготовка на примероците од Група 9: силикатизација со Al_2O_3 x SiO_2 зрна и кондиционирање со прајмер.

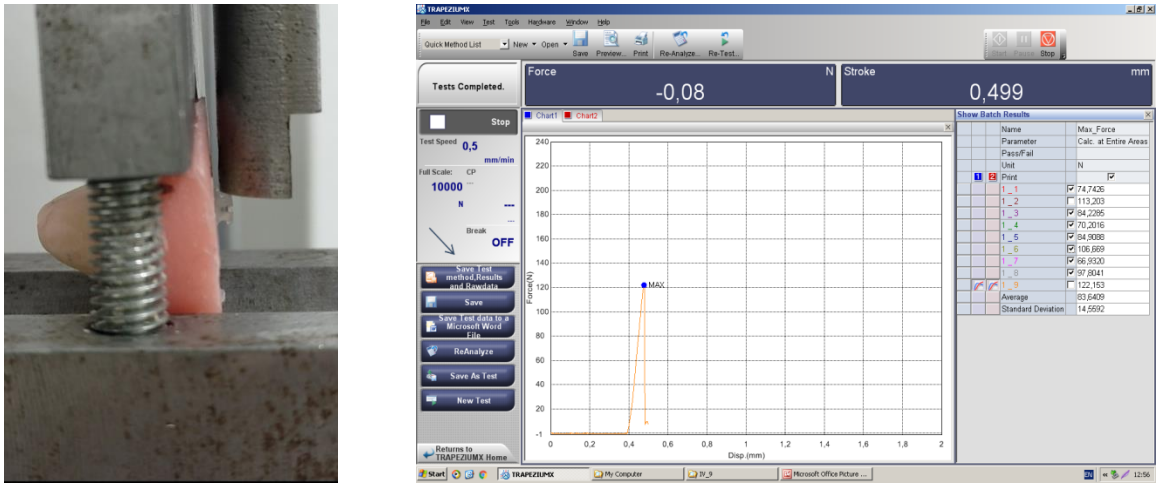
Комбинацијата од третмани кои беа спроведени кај керамичките примероци од шесттата до деветтата група, не само што се очекуваше да предизвикаат нарапавување на бондирачките површини (преку нагризувањето со

киселини и песочењето) со цел постигнување на механичка ретенција на композитниот цемент во настанатите ирегуларности и микропорозности, но и евентуално зголемување на хемиската реактивност преку кондиционирање со универзалниот прајмер; последново се спроведување со крајна цел, градење на хемиски врски помеѓу кондиционираните керамички површини и композитниот цемент.

По спроведените третмани, сите примероци беа складирани во водена бања на температура од 37 °C, во траење од 7 дена. На овој начин се имитираа условите во усната празнина (влага и температура) и нивното влијание врз јачината на врската создадена помеѓу ортодонтските брекети и керамичките површини.

5.3.2 Одредување на јачината на силата на смолкнување

Во последната фаза беше спроведен тестот за одредување на силата на смолкнување (Shear bond strength test – SBS) одредувајќи ја на тој начин јачината на врската помеѓу ортодонтските брекети и керамичките површини. Тестот беше спроведен со помош на универзална машина за тестирање – Shimadzu. Модлите беа поставувани во специјален држач, конструиран за таа намена [46], а ударниот клип се движеше паралелно со бондирачката површина, со брзина од 0,5 мм/мин. Силата на смолкнување беше аплицирана исклучиво на керамичките брекети, без да биде остварен контакт со третираните керамички површини (Сл. 24а).



Слика 24. а) Делување со силата на смолкнување;
б) Графички приказ на тестот на смолкнување.

Вредностите за јачината на силата на смолкнување потребна за дебондирање на керамичките брекети од керамичките површини беа добиени во њутни (N) (Сл. 24б). За реално да се одреди јачината на врската помеѓу брекетата и

керамиката (изразена во мегапаскали - MPa), потребно е вредноста од силата на смолкнување (N) да се подели со активната (бондирачка) површина на брекетата (mm^2):

$$MPa = N / mm^2$$

Плоштината на бондирачката површина на користените керамички ортодонтски брекети (сите наменети за централни горни инцизиви поради униформност на експериментот) изнесува 12 mm^2.

5.3.3. Светлосна микроскопија

Типот на фрактура (атхезивна, кохезивна или мешана) беше детерминиран со анализа на фрактурните површини по апликација на силата на смолкнување и дебондирање на керамичките брекети, со помош на светлосен микроскоп и зголемување од 60 пати.

5.3.4. Скенирачка електронска микроскопија – SEM

Посебни примероци – керамички плочки со максимална висина од 2 mm беа подготвени од секоја керамика, за скенирање со електронски микроскоп и анализа на добиените микрофотографии со цел утврдување на површинската микро-морфологија.

Керамичките плочки беа третирани со еден од наведените методи:

- нагризување со 37% фосфорна киселина,
- нагризување со 4% флуороводородна киселина,
- песочење со алуминиум оксидни Al_2O_3 зрна, 29 μm,
- силикатизирање - песочење со Al_2O_3 x SiO_2 зрна, 30 μm.

Слика 25. Примероци подготвени за снимање со скенирачка електронска микроскопија - SEM.

5.3.5. Статистичка обработка

Податоците добиени со истражувањето беа обработени со SPSS software package, version 22.0 for Windows, а истите беа прикажани табеларно и графички.

Анализата на категоричните варијабли беше направена преку одредување на коефициент на односи, пропорции и стапки.

Континуираните варијабли беа анализирани со мерките на централна тенденција (просек, медијана, минимум и максимум вредности), како и со мерките на дисперзија (стандардна девијација).

Shapiro-Wilk W тест беше користен за утврдување на правилноста на дистрибуцијата на фреквенцијата на испитуваните варијабли.

Pearson Chi square test, беше користен за утврдување на асоцијацијата меѓу одредени атрибутивни дихотомни белези.

За споредување на вредностите од силата на смолкнување - Shear bond strength (SBS) меѓу деветте групи кај секој од четирите типа на керамики поединечно (Vita Mark II, IPS e.max CAD, Vita YZ и Vita Enamic) беше користен One way ANOVA test за повеќе независни континуираните варијабли со правилна дистрибуција на фреквенциите. Дополнително, беше употребен Tukey post hoc (HSD) со цел утврдување на големината на ефектот на утврдената сигнификантност меѓу варијаблите, односно за меѓусебна споредба на секој две од нив.

Статистичката значајност беше утврдувана преку користење на двострана анализа со ниво на сигнификантност од $p<0,05$.

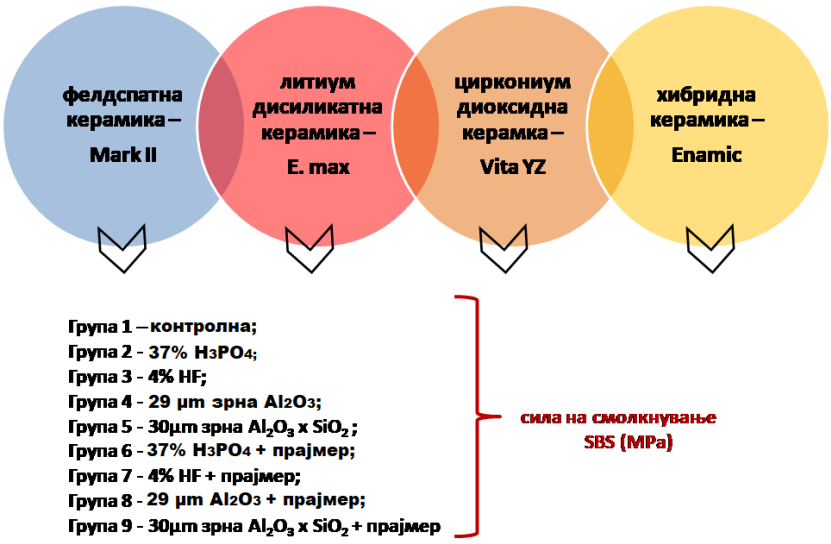
6. РЕЗУЛТАТИ

За реализирање на Магистерскиот труд беше спроведено проспективно рандомизирано in-vitro истражување со цел евалуација на ефектот на различни методи за кондиционирање на целоснокерамички фиксно–протетички реставрации врз јачината на бондирање на керамички ортодонтски брекети.

Согласно претходно поставените истражувачки критериуми, беа испитувани примероци од 4 типа на керамички материјали и тоа: Тип 1) фелдспатна керамика – Vita Mark II; Тип 2) литиум дисиликатна керамика – IPS e.max CAD; Тип 3) циркониум диоксидна керамка – Vita YZ и Тип 4) хибридна керамика – Vita Enamic.

Керамичките плочки добиени од секој од четирите типа на керамики, а со цел спроведување на различни третмани, беа поделен во 9 групи (Сл. 26) и тоа:

Група 1: обработка со дијамантски борер со црвен прстен (контролна);
Група 2: 37% H_3PO_4 киселина;
Група 3: 4% HF киселина;
Група 4: 29 µm Al_2O_3;
Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2;
Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер;
Група 7: 4% HF + прајмер;
Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер и
Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.



Слика 26. Органограм на истражувањето.

6.1. Генерални карактеристики

Првенствено, секоја од горенаведените групи се состоеше од 9 подготвени примероци. Но, во текот на аплицирањето на силата на смолкнување, кај некои примероци настана губење на врската помеѓу керамичката плочка и акрилатната модла, поради што истите беа исфрлени од понатамошно тестирање (pre-test failure). Поради тоа, примерокот на истражувањето се состоеше од: Тип 1) фелдспатна керамика – Vita Mark II застапена со примерок N=62; Тип 2) литиум дисиликатна керамика – IPS e.max CAD застапена со примерок N=67; Тип 3) циркониум диоксидна керамка – Vita YZ T Color застапена со примерок N=71 и Тип 4) хибридна керамика – Vita Enamic застапена со примерок N=63 (Таб. 1 и Графикон 1).

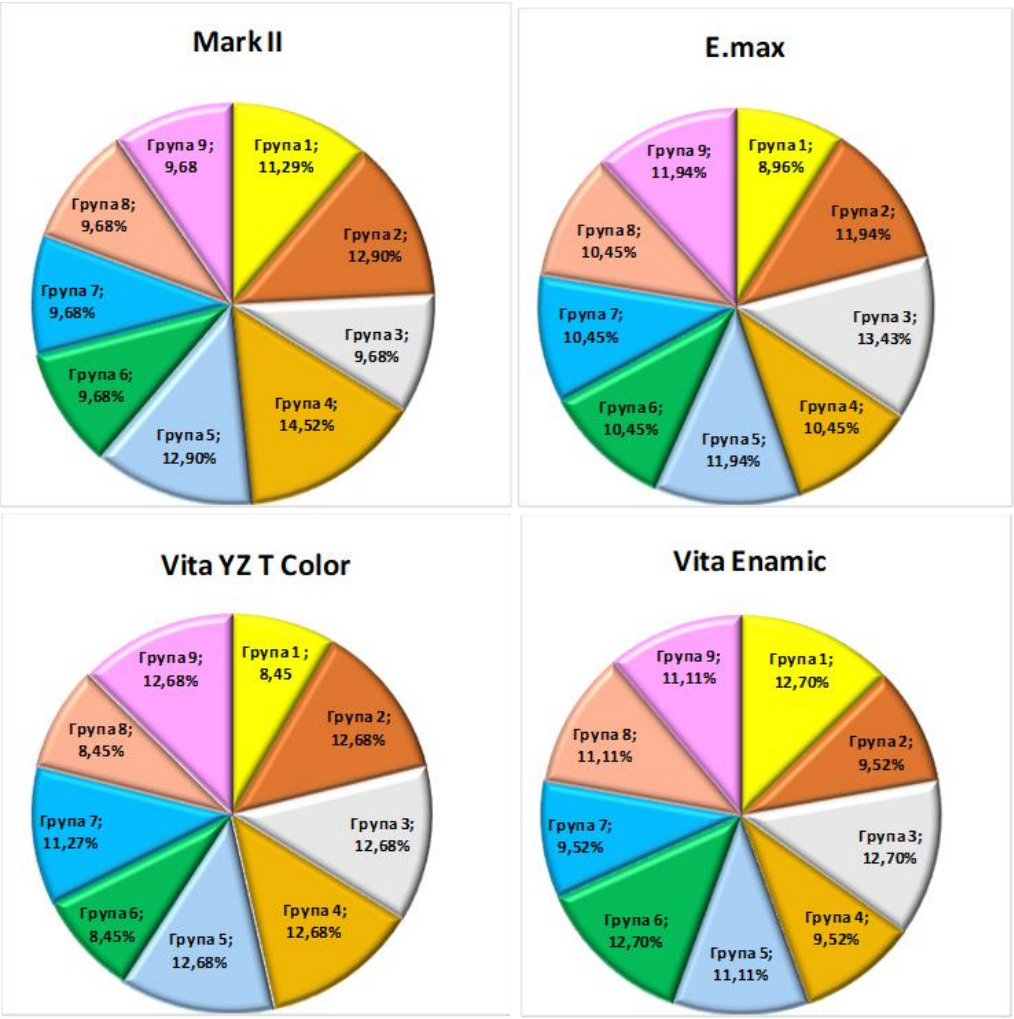
Табела 1. Дистрибуција на примерокот според типови/групи на керамики.

Групи	Керамички материјали				p
	Vita Mark II	IPS e.max CAD	Vita YZ T Color	Vita Enamic	
Група 1: контролна	7 (11,29%)	6 (8,95%)	6 (8,45%)	8 (12,70%)	X^2=3,799; df=24; p=0,9999
Група 2: 37% H_3PO_4	8 (12,90%)	8 (11,94%)	9 (12,68%)	6 (9,52%)	
Група 3: 4% HF	6 (9,69%)	9 (13,43%)	9 (12,68%)	8 (12,69%)	
Група 4: 29 µm Al_2O_3	9 (14,52%)	7 (10,45%)	9 (12,68%)	6 (9,52%)	
Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2	8 (12,90%)	8 (11,94%)	9 (12,68%)	7 (11,11%)	
Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер	6 (9,68%)	7 (10,45%)	6 (8,45%)	8 (12,69%)	
Група 7: 4% HF + прајмер	6 (9,68%)	7 (10,45%)	8 (11,27%)	6 (9,53%)	
Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер	6 (9,68%)	7 (10,45%)	6 (8,45%)	7 (11,11%)	
Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер	6 (9,68%)	8 (11,94%)	9 (12,28%)	7 (11,11%)	
Вкупно	**62 (100%)**	**67 (100%)**	**71 (100%)**	**63 (100%)**	

Vita Mark II - фелдспатна керамика; IPS e.max CAD - литиум дисиликатна керамика;
Vita YZ T Color - циркониум диоксидна керамка; Vita Enamic - хибридна керамика.

X^2 = Pearson Chi-square test; *сигнификантно за $p<0,05$

Дистрибуцијата на групите со различен третман во примерокот на секој од четирите типови на керамики беше различен, но согласно направената анализа за $p>0,05$, немаше сигнификантна асоцијација на групата на која ѝ припаѓаат керамичките плочки и типот на керамичкиот материјал (Pearson Chi-square test: $X^2=3,799$; $df=24$; $p=0,9999$) (Таб. 1).



Графикон 1. Дистрибуција на примерокот според типови/групи на керамики.

6.2. Vita Mark II - сила на смолкнување (SBS)

Во рамките на истражувањето, беше одредувана силата на смолкнување - Shear bond strength (SBS) за керамичките примероци од сите девет групи од фелдспатната керамика Vita Mark II.

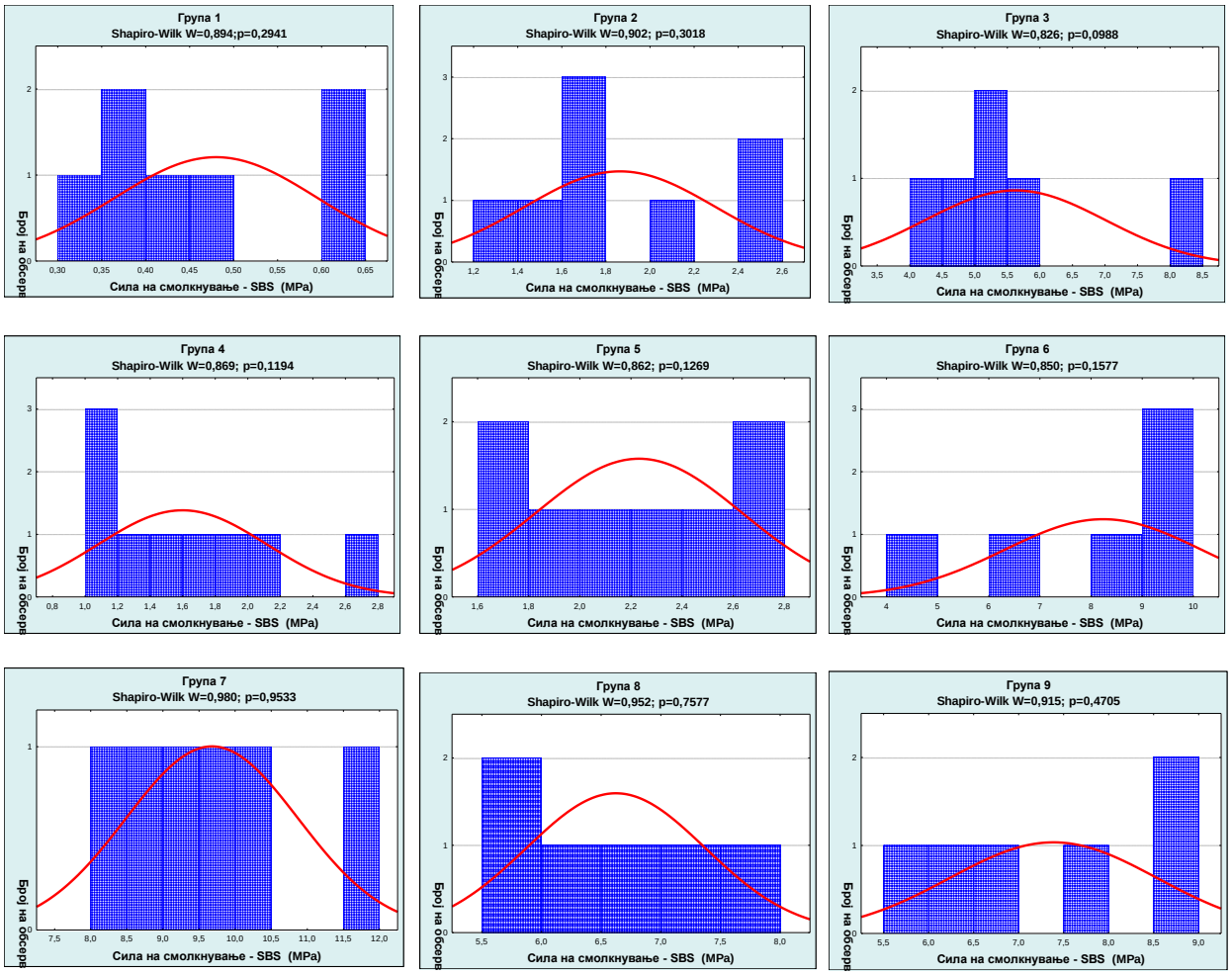
Споредбата на вредностите за јачината на SBS примарно беше правена за секоја од групите во однос на Група 1 како контролна (Група 2 / Група 1; Група 3 / Група1; Група 4 / Група 1; Група 5 / Група 1; Група 6 / Група 1; Група 7 / Група 1; Група 8 / Група 1 и група 9 / Група 1). Дополнително беше правена и споредба на јачината на SBS помеѓу секоја од групите поединечно, во однос на останатите групи за опфаќање на сите можни комбинации и нивно појасно прикажување. Вредностите за силата на смолкнување (SBS) беа изразени во мегапаскали (MPa).

6.2.1. Дистрибуција на фреквенции на SBS – Vita Mark II

Дистрибуцијата на добиените фреквенции за силата на смолкнување - SBS (MPa) за секоја од дветте групи на Vita Mark II укажа на правилна дистрибуција на фреквенциите и тоа за (Графикон 2):

Група 1: Shapiro-Wilk W=0,897; p=0,2491
Група 2: Shapiro-Wilk W=0,902; p=0,3018
Група 3: Shapiro-Wilk W=0,826; p=0,0988
Група 4: Shapiro-Wilk W=0,869; p=0,1194
Група 5: Shapiro-Wilk W=0,862; p=0,1269
Група 6: Shapiro-Wilk W=0,850; p=0,1577
Група 7: Shapiro-Wilk W=0,980; p=0,9533
Група 8: Shapiro-Wilk W=0,952; p=0,7577
Група 9: Shapiro-Wilk W=0,915; p=0,470.

Согласно утврдената дистрибуција на добиените фреквенции за SBS (MPa), во понатамошната анализа за фелдспатната керамика Vita Mark II беа користени параметарски статистички тестови.



Графикон 2. Дистрибуција на фреквенции на силата на смолкнување (SBS) кај Vita Mark II групите.

6.2.2. Меѓугрупна споредба на SBS – Vita Mark II

Јачината на силата на смолкнување - SBS (MPa) беше утврдена за керамичките примероци од секоја од деветте групи на Vita Mark II поединечно (Таб. 2 и Графикон 3).

Најголема просечна вредност на SBS (MPa) покажаа примероците од Група 7: 4% HF + прајмер и тоа 9,68±1,19 (95%CI 8,4-10,9) MPa со min/max вредности од 8,1/11,5 MPa, следено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер каде просечната вредност на SBS изнесуваше 8,24±1,93 (95%CI 6,2-10,3) MPa со min/max вредности од 5,0/10,0 MPa и Група 8: 30 μm Al_2O_3 + прајмер со просечна SBS од 6,62±0,75 (95%CI 5,8-7,4) MPa и min/max вредности од 5,8/7,8 MPa (Таб. 2 и Графикон 3).

Кај примероците од контролната Група 1, каде се изврши само деглазирање на бондирачката површина користејќи фин дијамантски борер, се востанови најмала просечна јачина на SBS 0,48±0,11 (95%CI 0,4-0,7) MPa со min/max вредности од 0,3/0,6 MPa. Други групи кај кои анализата укажа на мала просечна јачина на SBS беа Група 4: 30 μm Al_2O_3 за 1,59±0,52 (95%CI 1,2-1,9) MPa и min/max од 1,1/2,6 MPa следено со Група 2: 37% H_3PO_4 за 1,86±0,43 (95%CI 1,5-2,2) MPa и min/max од 1,3/2,5 и Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 за 2,23±0,40 (95%CI 1,9-2,6) MPa со min/max од 1,8/2,7 (Таб. 2 и Графикон 3).

Табела 2. Анализа на силата на смолкнување (SBS) кај Vita Mark II групите.

Групи	SBS Vita Mark II					[1]p
	N	Mean±SD	Min/Max (MPa)	95% CI		
				Lower Bound	Upper Bound	
Група 1	7	0,48±0,11	0,3/ 0,6	0,37	0,59	F (8, 53)=82,206; p=0,00001*
Група 2	8	1,86±0,43	1,3/ 2,5	1,50	2,23	
Група 3	6	5,62±1,39	4,2/ 8,2	4,16	7,08	
Група 4	9	1,59±0,52	1,1/ 2,6	1,20	1,99	
Група 5	8	2,23±0,40	1,8/ 2,7	1,89	2,57	
Група 6	6	8,24±1,93	5,0/ 10,0	6,21	10,26	
Група 7	6	9,68±1,19	8,1/ 11,5	8,42	10,93	
Група 8	6	6,62±0,75	5,8/ 7,8	5,83	7,41	
Група 9	6	7,39±1,15	5,9/ 8,7	6,17	8,59	

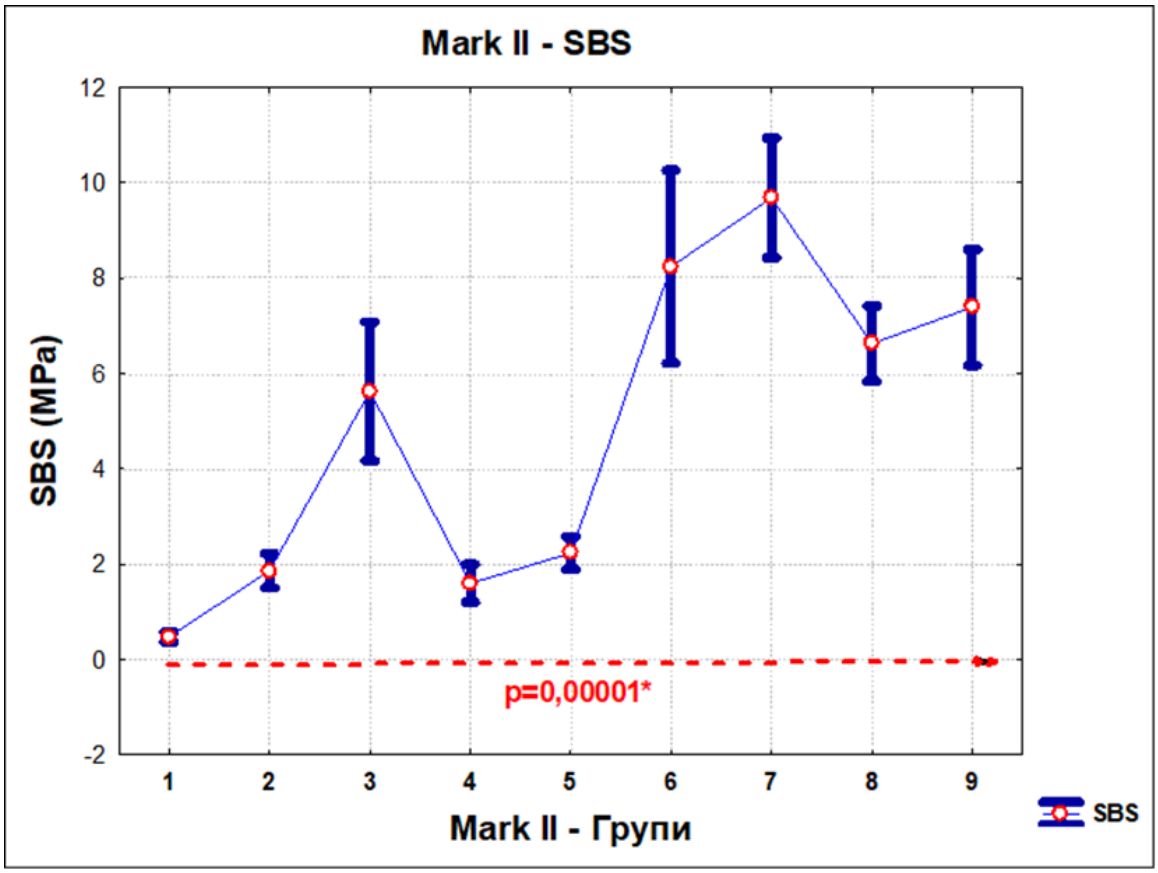
Vita Mark II - фелдспатна керамика

Група 1: контролна; Група 2: 37% H_3PO_4; Група 3: 4% HF; Група 4: 29 μm Al_2O_3; Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2; Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер; Група 7: 4% HF + прајмер; Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер; Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.

[1]One-way ANOVA *сигнификантно за p<0,05

За p<0,05, анализата укажа на сигнификантна разлика меѓу деветте Vita Mark II групи во однос на јачина на силата на смолкнување SBS (MPa) за One way ANOVA: $F_{(8,53)}$ = 82,206; p=0,00001 (Таб. 2 и Графикон 3).

Графичкиот приказ на споредбата на јачината на силата на смолкнување - SBS меѓу деветте групи на Vita Mark II е даден на Графикон 3.



Графикон 3. Споредба на силата на смолкнување (SBS) помеѓу групите кај Vita Mark II.

Со цел да се утврди на што се должи сигнификантноста на разликите на SBS меѓу групите на фелдспатната керамика Vita Mark II, дополнително беше аплицирана Tukey Post Hoc Test анализа (Таб. 3).

Табела 3. Post Hoc Test на групите кај Vita Mark II според силата на смолкнување (SBS).

SBS – Vita Mark II									
Групи	**Група 1**	**Група 2**	**Група 3**	**Група 4**	**Група 5**	**Група 6**	**Група 7**	**Група 8**	**Група 9**
	M=0,48	**M=1,83**	**M=5,62**	**M=1,59**	**M=2,23**	**M=8,24**	**M=9,68**	**M=6,62**	**M=7,39**
Група 1	Ref.	0,1507	0,0001*	0,3629	0,0247*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 2	0,1507	Ref.	0,0001*	0,9997	0,9975	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 3	0,0001*	0,0001*	Ref.	0,0001*	0,0001	0,0007*	0,0001*	0,6856	0,0600
Група 4	0,3623	0,9997	0,0001*	Ref.	0,9124	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 5	0,0247*	0,9974	0,0001*	0,9124	Ref.	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 6	0,0001*	0,0001*	0,0007*	0,0001*	0,0001*	Ref.	0,2174	0,1147	0,8399
Група 7	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,2174	Ref.	0,0002*	0,0042*
Група 8	0,0001*	0,0001*	0,6856	0,0001*	0,0001*	0,1146	0,0002*	Ref.	0,9049
Група 9	0,0001*	0,0001*	0,0600	0,0001*	0,0001*	0,8399	0,0042*	0,9049	Ref.

Vita Mark II - фелдспатна керамика; M=Mean difference

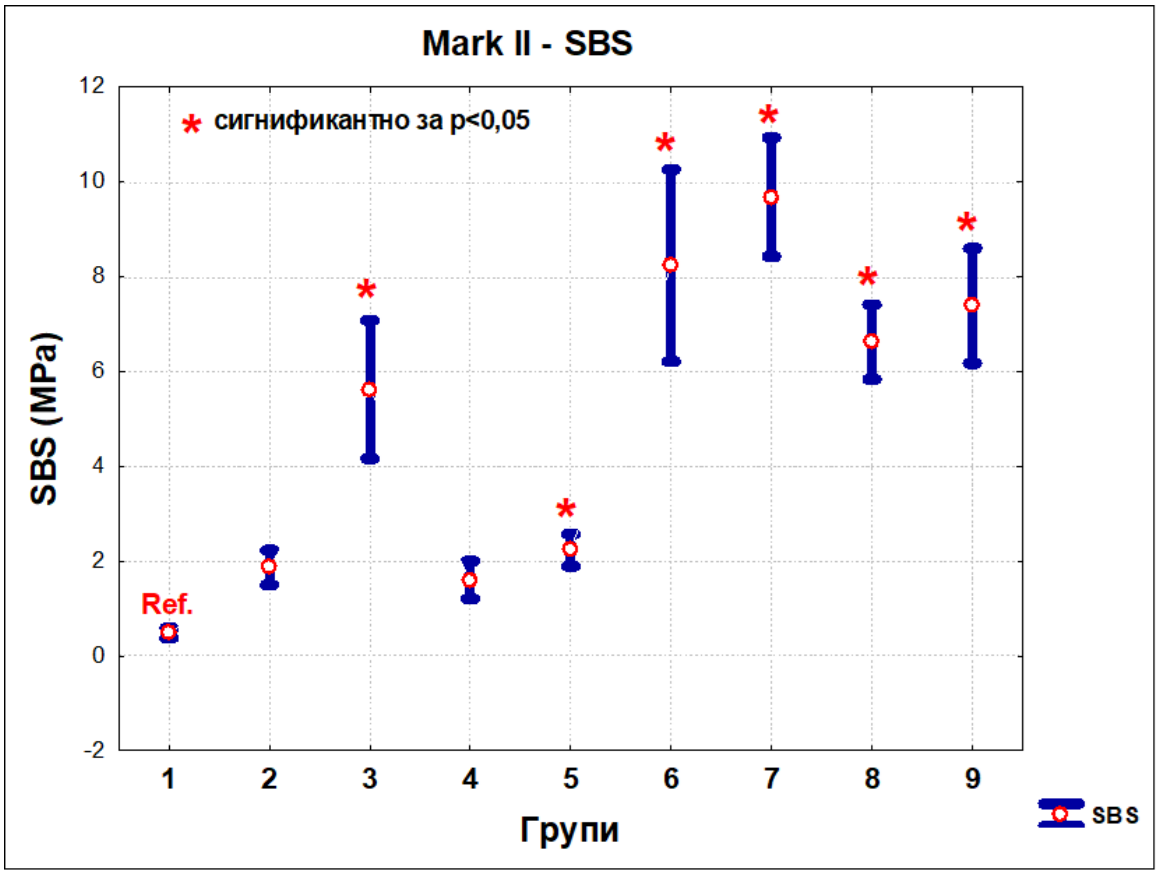
Група 1: контролна; Група 2: 37% H_3PO_4; Група 3: 4% HF; Група 4: 29 µm Al_2O_3; Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2; Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер; Група 7: 4% HF + прајмер; Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер; Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.

Post Hoc Test *сигнификантно за $p<0,05$

6.2.2.1. Споредба на Група 1 со останатите групи – Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 1: контролна со останатите осум групи од фелдспатната керамика Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 4):

- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,1507$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,3623$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0247$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

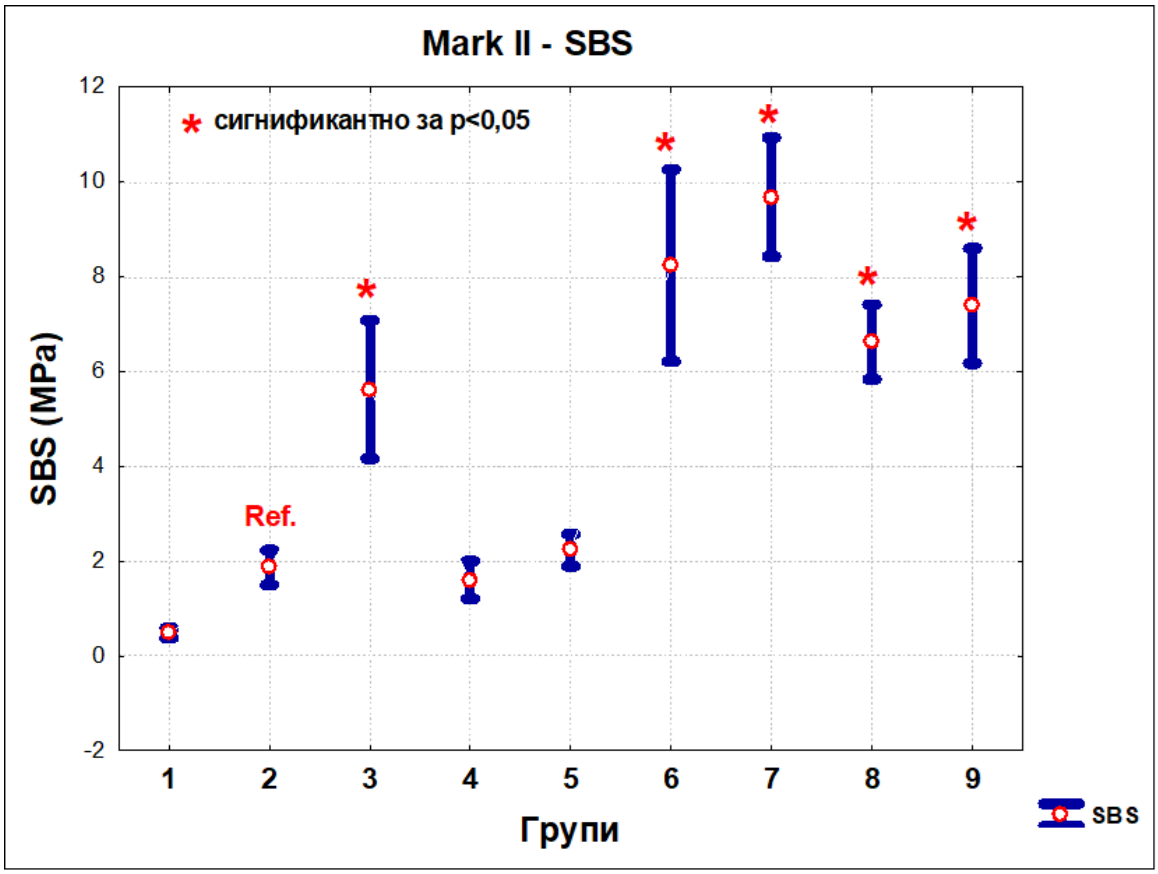


Графикон 4. Споредба за SBS помеѓу Група 1 и останатите групи кај Vita Mark II.

6.2.2.2. Споредба на Група 2 со останатите групи – Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 2: 37% H_3PO_4 со останатите осум групи од Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 5):

- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 1: контролна ($p=0,1507$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 4: 29 µm Al_2O_3 ($p=0,9997$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,9974$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

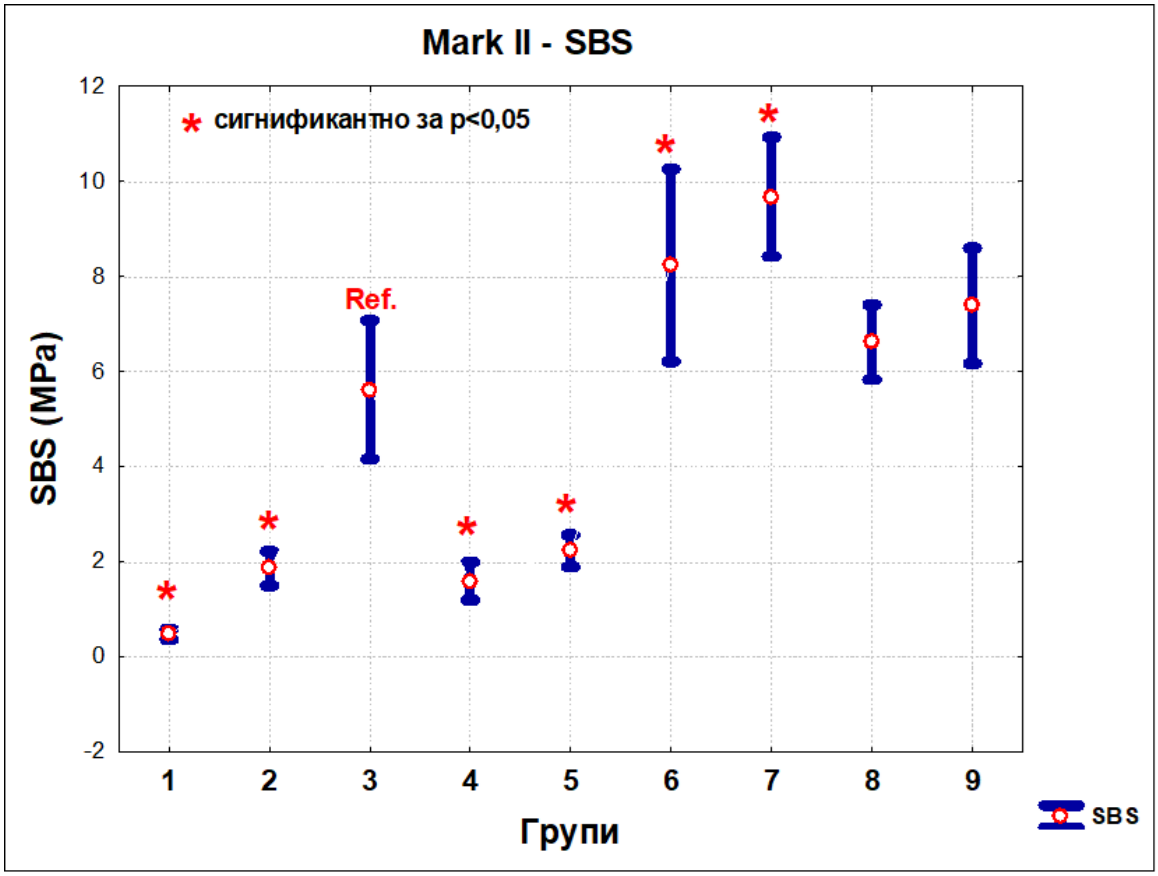


Графикон 5. Споредба за SBS помеѓу Група 2 и останатите групи кај Vita Mark II.

6.2.2.3. Споредба на Група 3 со останатите групи – Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 3: 4% HF со останатите осум групи од Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување - SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 6):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 4: 29 µm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,6856$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0600$).

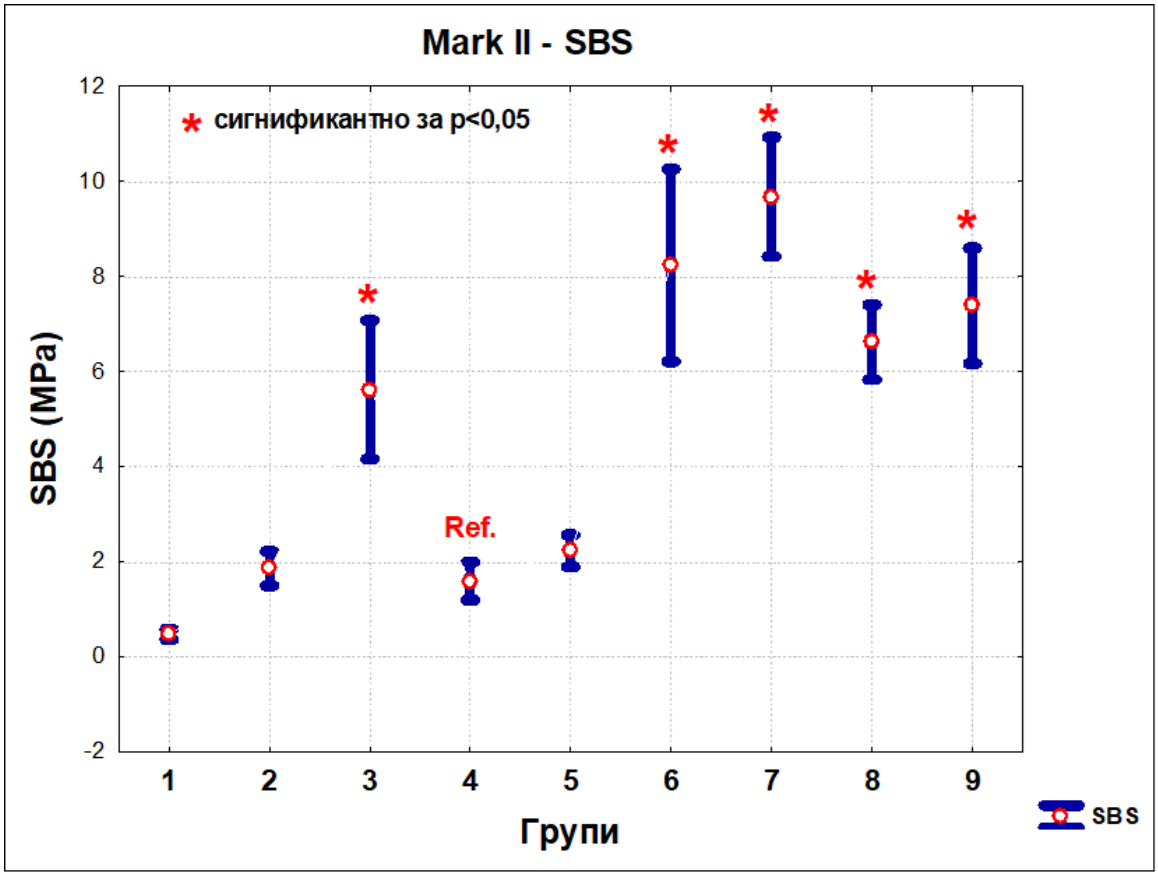


Графикон 6. Споредба за SBS помеѓу Група 3 и останатите групи кај Vita Mark II.

6.2.2.4. Споредба на Група 4 со останатите групи – Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 4: 29 μm Al_2O_3 со останатите осум групи од Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 7):

- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 1: контролна ($p=0,3629$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,9997$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,9124$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

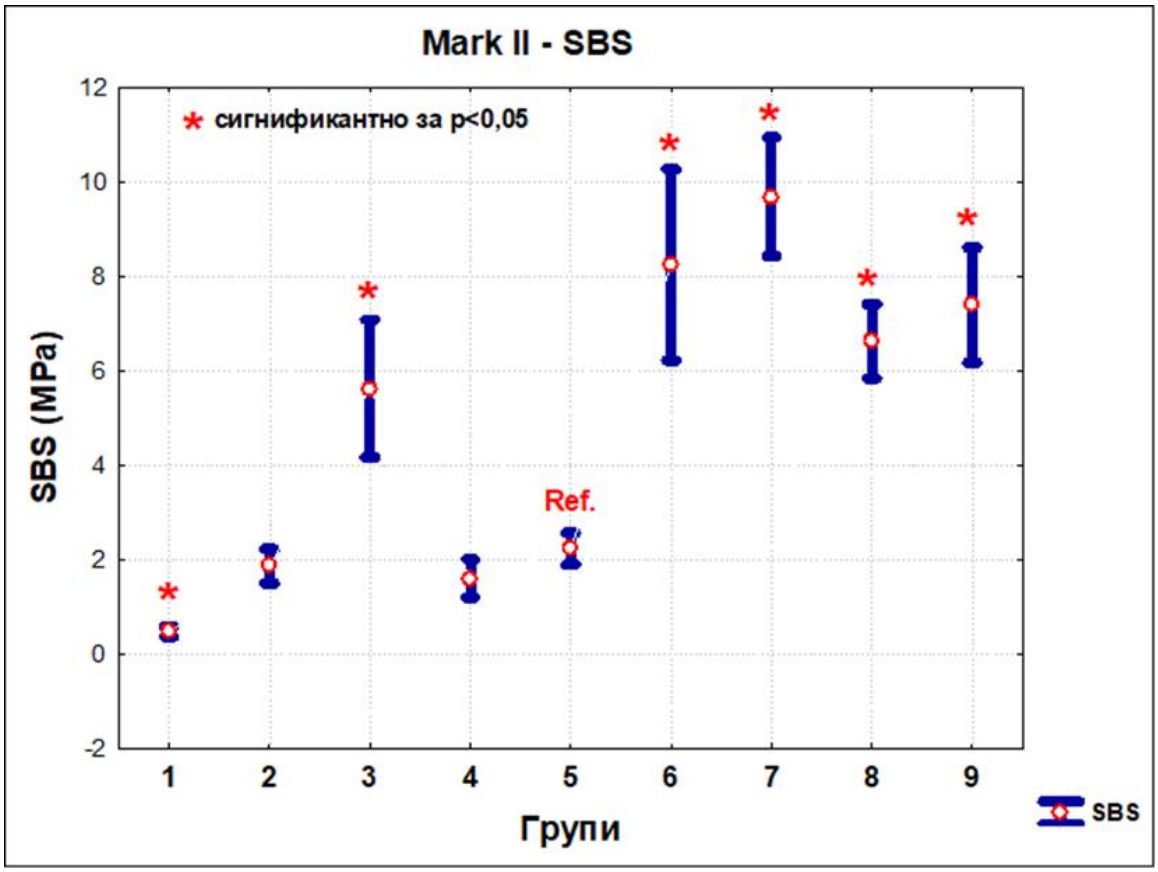


Графикон 7. Споредба за SBS помеѓу Група 4 и останатите групи кај Vita Mark II.

6.2.2.5. Споредба на Група 5 со останатите групи – Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 со останатите осум групи од Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 8):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 1: контролна ($p=0,0247$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,9975$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,9124$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

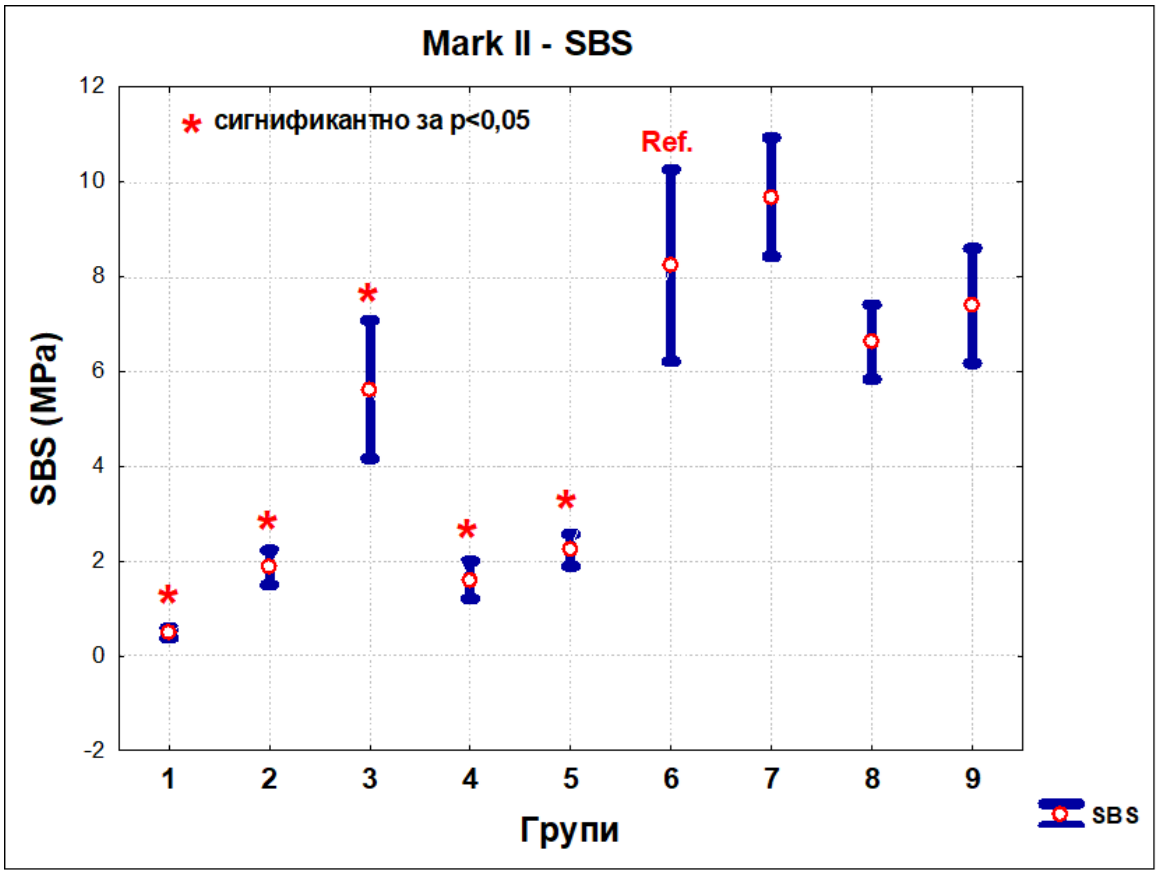


Графикон 8. Споредба за SBS помеѓу Група 5 и останатите групи кај Vita Mark II.

6.2.2.6. Споредба на Група 6 со останатите групи - Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер со останатите осум групи од Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 9):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0007$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,2174$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,1146$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,8399$).

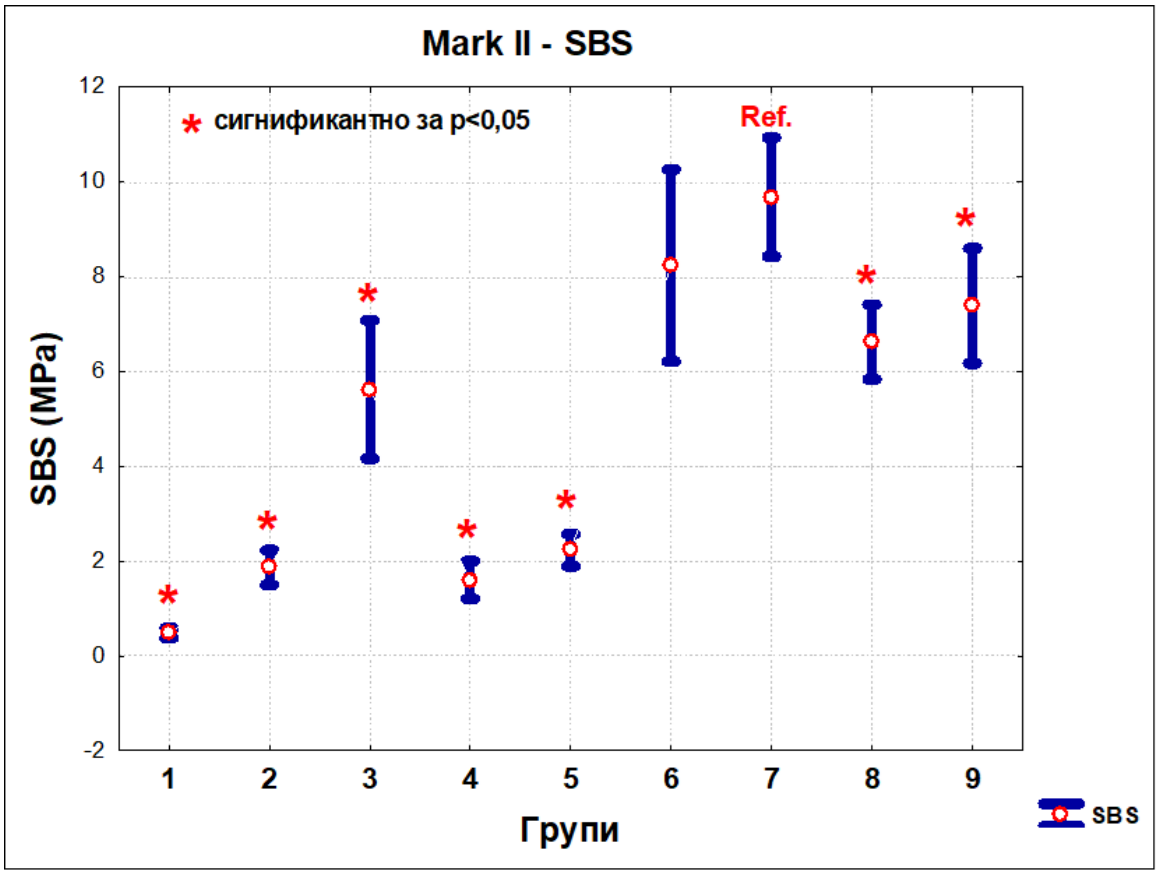


Графикон 9. Споредба за SBS помеѓу Група 6 и останатите групи кај Vita Mark II.

6.2.2.7. Споредба на Група 7 со останатите групи - Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 7: 4% HF + прајмер со останатите осум групи од Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 10):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 4: 29 µm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,2174$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0002$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0043$).

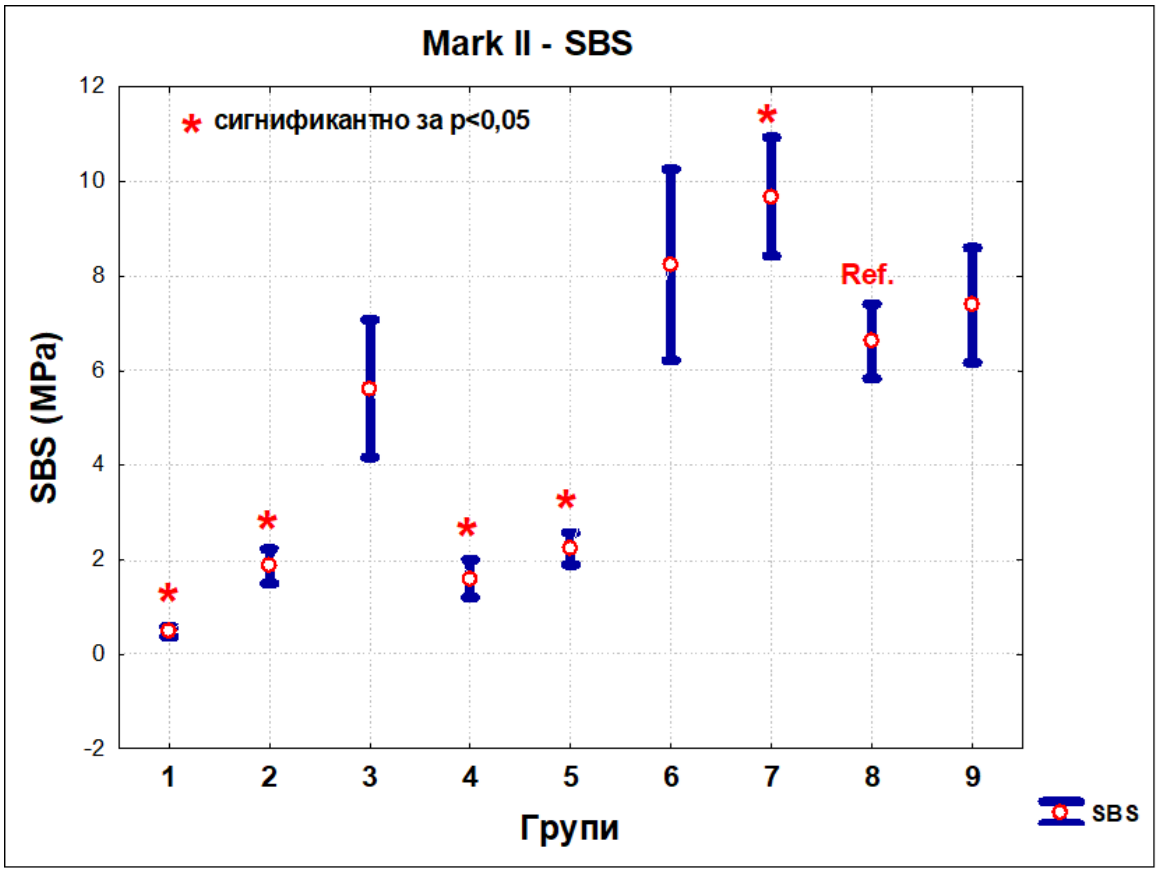


Графикон 10. Споредба за SBS помеѓу Група 7 и останатите групи кај Vita Mark II.

6.2.2.8. Споредба на Група 8 со останатите групи - Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер со останатите осум групи од Vita Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 11):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,6856$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,1147$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0002$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,9049$).

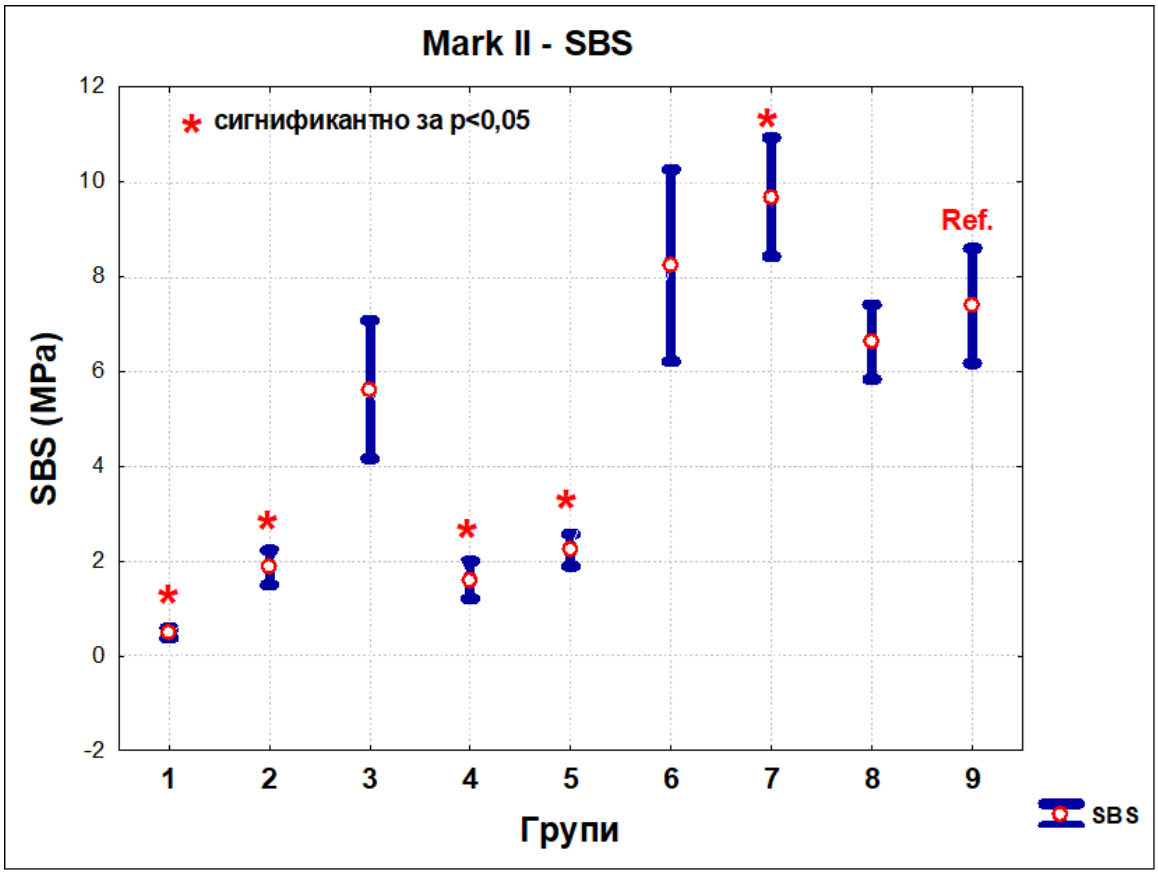


Графикон 11. Споредба за SBS помеѓу Група 8 со останатите групи кај Vita Mark II.

6.2.2.9. Споредба на Група 9 со останатите групи - Vita Mark II

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер со останатите осум групи од Vita Mark II во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 2-3 и Графикон 12):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0600$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,8399$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0042$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,9049$).



Графикон 12. Споредба за SBS помеѓу Група 9 со останатите групи кај Vita Mark II.

6.3. IPS e.max CAD - сила на смолкнување (SBS)

Во рамките на истражувањето, беше одредувана силата на смолкнување - Shear bond strength (SBS) за керамичките примероци од сите 9 групи од литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD.

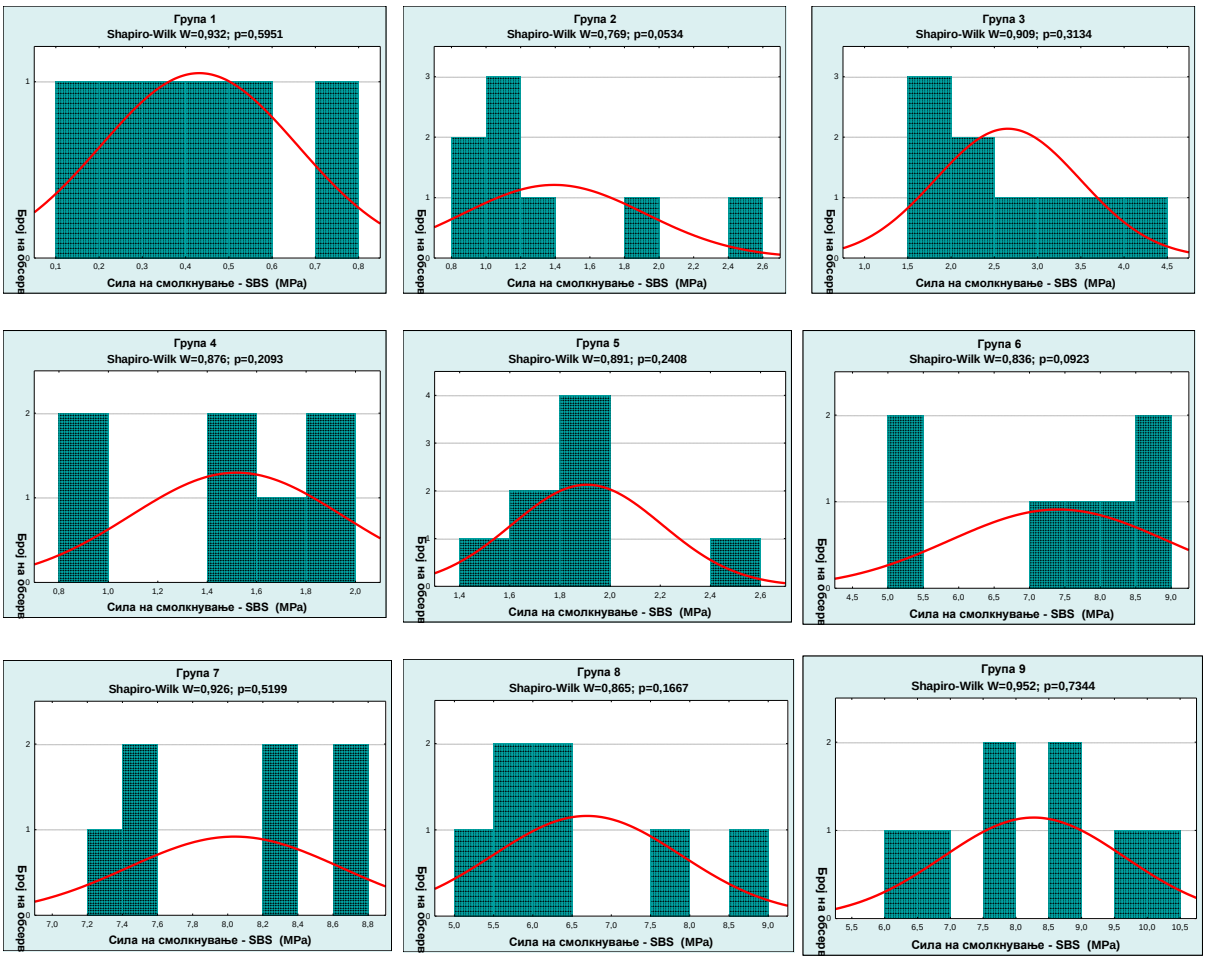
Споредбата на јачината на SBS примарно беше правена за секоја од групите во однос на Група 1 како контролна (Група 2 / Група 1; Група 3 / Група 1; Група 4 / Група 1; Група 5 / Група 1; Група 6 / Група 1; Група 7 / Група 1; Група 8 / Група 1 и група 9 / Група 1). Дополнително беше правена и споредба на јачината на SBS помеѓу секоја од групите поединечно во однос на останатите групи за опфаќање на сите можни комбинации и нивно појасно прикажување. Силата на смолкнување (SBS) беше изразена во мегапаскали (MPa).

6.3.1. Дистрибуција на фреквенции на SBS - IPS e.max CAD

Дистрибуцијата на добиените фреквенции за силата на смолкнување - SBS (MPa) за секоја од дветте групи на IPS e.max CAD укажа на правилна дистрибуција на фреквенциите и тоа за (Графикон 13):

- Група 1: Shapiro-Wilk W=0,932; p=0,5951
- Група 2: Shapiro-Wilk W=0,769; p=0,0534
- Група 3: Shapiro-Wilk W=0,909; p=0,3134
- Група 4: Shapiro-Wilk W=0,876; p=0,2093
- Група 5: Shapiro-Wilk W=0,891; p=0,2408
- Група 6: Shapiro-Wilk W=0,838; p=0,0923
- Група 7: Shapiro-Wilk W=0,926; p=0,5199
- Група 8: Shapiro-Wilk W=0,865; p=0,1667
- Група 9: Shapiro-Wilk W=0,952; p=0,7344.

Согласно дистрибуцијата на добиените фреквенции за SBS (MPa), во понатамошната анализа за литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD беа користени параметарски статистички тестови.



Графикон 13. Дистрибуција на фреквенции на силата на смолкнување (SBS) кај IPS e.max CAD групите.

6.3.2. Меѓугрупна споредба на SBS – IPS e.max CAD

Јачината на силата на смолкнување - SBS (MPa) беше утврдена за секоја од деветте групи на литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD поединечно (Таб. 4 и Графикон 14).

Најголема просечна вредност на SBS (MPa) имаа примероците од Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер и тоа 8,27±1,39 (95%CI 7,1-9,4) MPa со min/max вредности од 6,2/10,1MPa, следено со Група 7: 4% HF + прајмер каде просечната вредност на SBS изнесуваше 8,04±0,61 (95%CI 7,5-8,6) MPa со min/max вредности од 7,2/8,8 MPa и Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер со просечна SBS од 6,69±1,20 (95%CI 5,6-7,8) MPa и min/max вредности од 5,4/8,8 MPa (Таб. 4 и Графикон 14).

Кај примероците од контролната, Група 1, се востанови најмала просечна јачина на силата на смолкнување - SBS за 0,43±0,23 (95%CI 0,2-0,7) MPa со min/max вредности од 0,2/0,8 MPa. Други групи кај кои анализата укажа на мала просечна јачина на SBS беа Група 2: 37% H_3PO_4 за 1,39±0,53 (95%CI 0,9-1,8) MPa и min/max од 1,0/ 2,4, Група 4: 29 µm Al_2O_3 за 1,52±0,43 (95%CI 1,1-1,9) MPa и min/max од 0,9/2,0 MPa и Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 за 1,91±0,29 (95%CI 1,7-2,2) MPa со min/max од 1,5/2,5 (Таб. 4 и Графикон 14).

Табела 4. Анализа на силата на смолкнување (SBS) кај групите од IPS e.max CAD.

Групи	SBS – IPS e.max CAD					[1]p
	N	Mean±SD	Min/Max (MPa)	95% CI		
				Lower Bound	Upper Bound	
Група 1	6	0,43±0,23	0,2/ 0,8	0,19	0,67	F (8, 58)=92,202; p=0,00001*
Група 2	8	1,39±0,53	1,0/ 2,4	0,95	1,83	
Група 3	9	2,65±0,84	1,7/ 4,1	2,01	3,30	
Група 4	7	1,52±0,43	0,9/ 2,0	1,12	1,92	
Група 5	8	1,91±0,29	1,5/ 2,5	1,66	2,16	
Група 6	7	7,40±1,53	5,3/ 8,9	5,98	8,82	
Група 7	7	8,04±0,61	7,2/ 8,8	7,48	8,60	
Група 8	7	6,69±1,20	5,4/ 8,8	5,58	7,80	
Група 9	8	8,27±1,39	6,2/ 10,1	7,10	9,43	

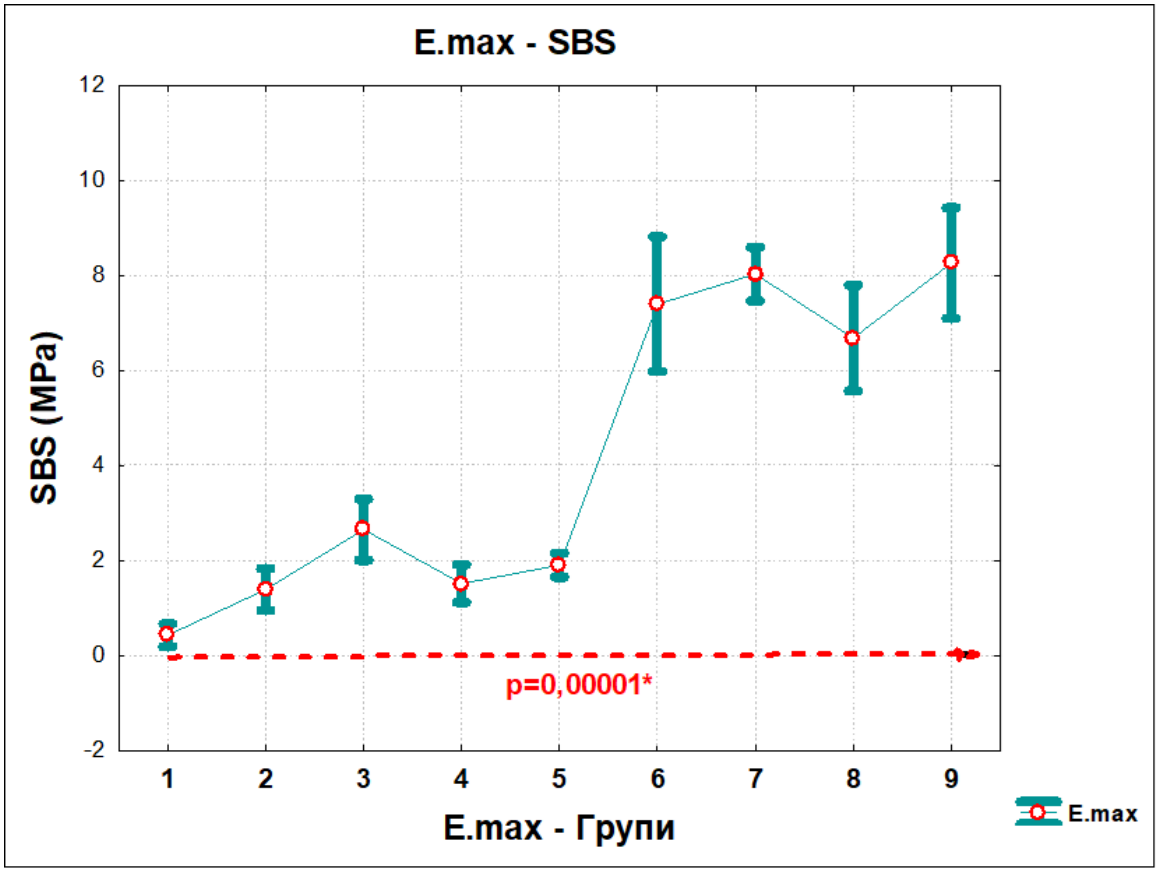
IPS e.max CAD - литиум дисиликатна керамика;

Група 1: контролна; Група 2: 37% H_3PO_4; Група 3: 4% HF; Група 4: 29 µm Al_2O_3; Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2; Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер; Група 7: 4% HF + прајмер; Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер; Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.

[1]One-way ANOVA *сигнификантно за p<0,05

За p<0,05, анализата укажа на сигнификантна разлика меѓу деветте IPS e.max CAD групи во однос на јачина на силата на смолкнување SBS (MPa) за One way ANOVA: $F_{(8,58)}$ = 92,202; p=0,00001 (Таб. 4 и Графикон 14).

Графичкиот приказ на споредбата на јачината на силата на смолкнување - SBS меѓу деветте групи на IPS e.max CAD е даден на Графикон 14.



Графикон 14. Споредба на силата на смолкнување (SBS) кај IPS e.max CAD.

Со цел да се утврди на што се должи сигнификантноста на разликите на SBS меѓу групите на литиум дисиликатна керамика IPS e.max CAD, дополнително беше аплицирана Tukey Post Hoc Test анализа (Таб. 5).

Табела 5. Post Hoc Test на групите кај IPS e.max CAD според силата на смолкнување (SBS).

SBS – IPS e.max CAD									
Групи	**Група 1**	**Група 2**	**Група 3**	**Група 4**	**Група 5**	**Група 6**	**Група 7**	**Група 8**	**Група 9**
	M=0,43	**M=1,39**	**M=2,65**	**M=1,52**	**M=1,91**	**M=7,40**	**M=8,04**	**M=6,69**	**M=8,27**
Група 1	Ref.	0,5802	0,0007*	0,4553	0,0874	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 2	0,5802	Ref.	0,1235	0,9999	0,9676	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 3	0,0008*	0,1235	Ref.	0,2654	0,7506	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 4	0,4554	0,9999	0,2654	Ref.	0,9957	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 5	0,0874	0,9675	0,7506	0,9956	Ref.	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 6	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	Ref.	0,9268	0,8663	0,6593
Група 7	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,9268	Ref.	0,1477	0,9999
Група 8	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,8663	0,1477	Ref.	0,0358*
Група 9	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,6592	0,9999	0,0358	Ref.

IPS e.max CAD - литиум дисиликатна керамика; M=Mean difference

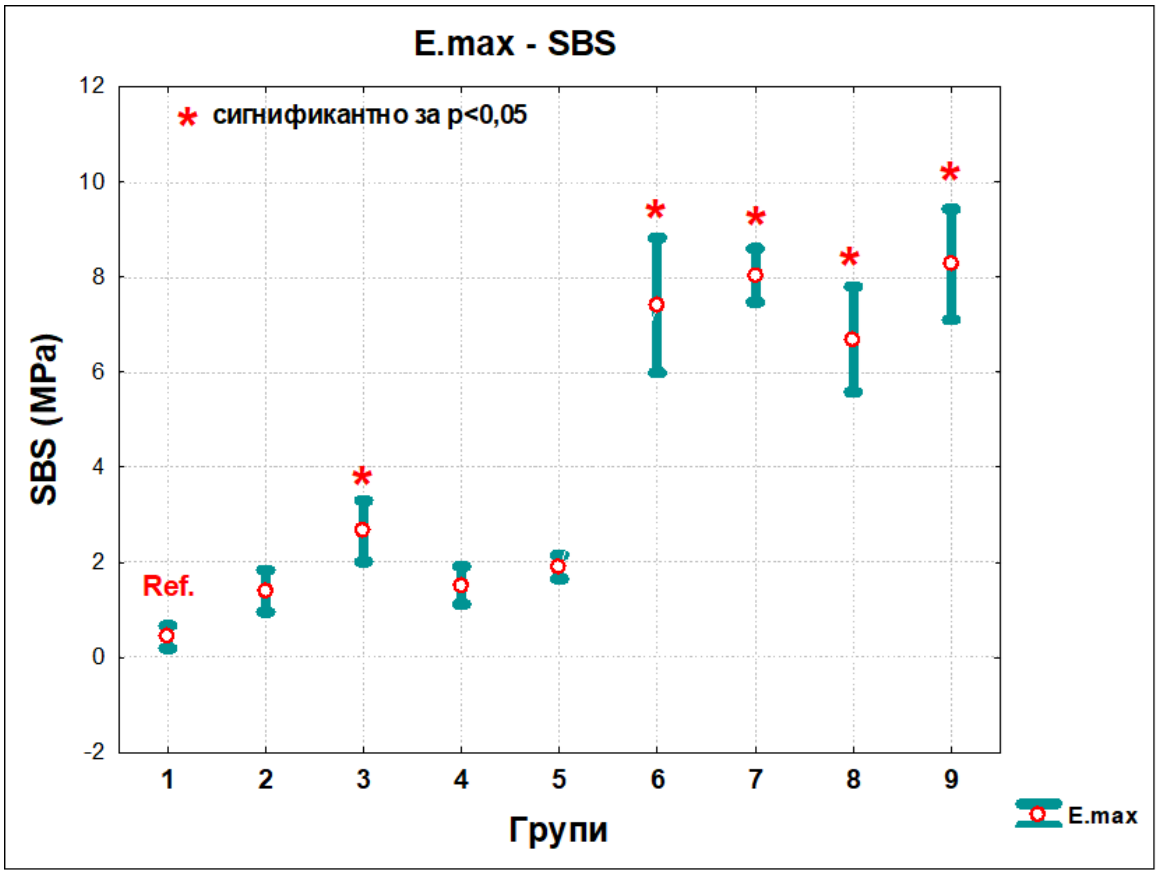
Група 1: контролна; Група 2: 37% H_3PO_4; Група 3: 4% HF; Група 4: 29 µm Al_2O_3; Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2; Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер; Група 7: 4% HF + прајмер; Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер; Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.

Post Hoc Test *сигнификантно за $p<0,05$

6.3.2.1. Споредба на Група 1 со останатите групи – IPS e.max CAD

Поединечната споредба на Група 1 – контролна, со останатите осум групи од литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test укажа дека (Таб. 4-5 и Графикон 15):

- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,5802$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0008$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,4554$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0874$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

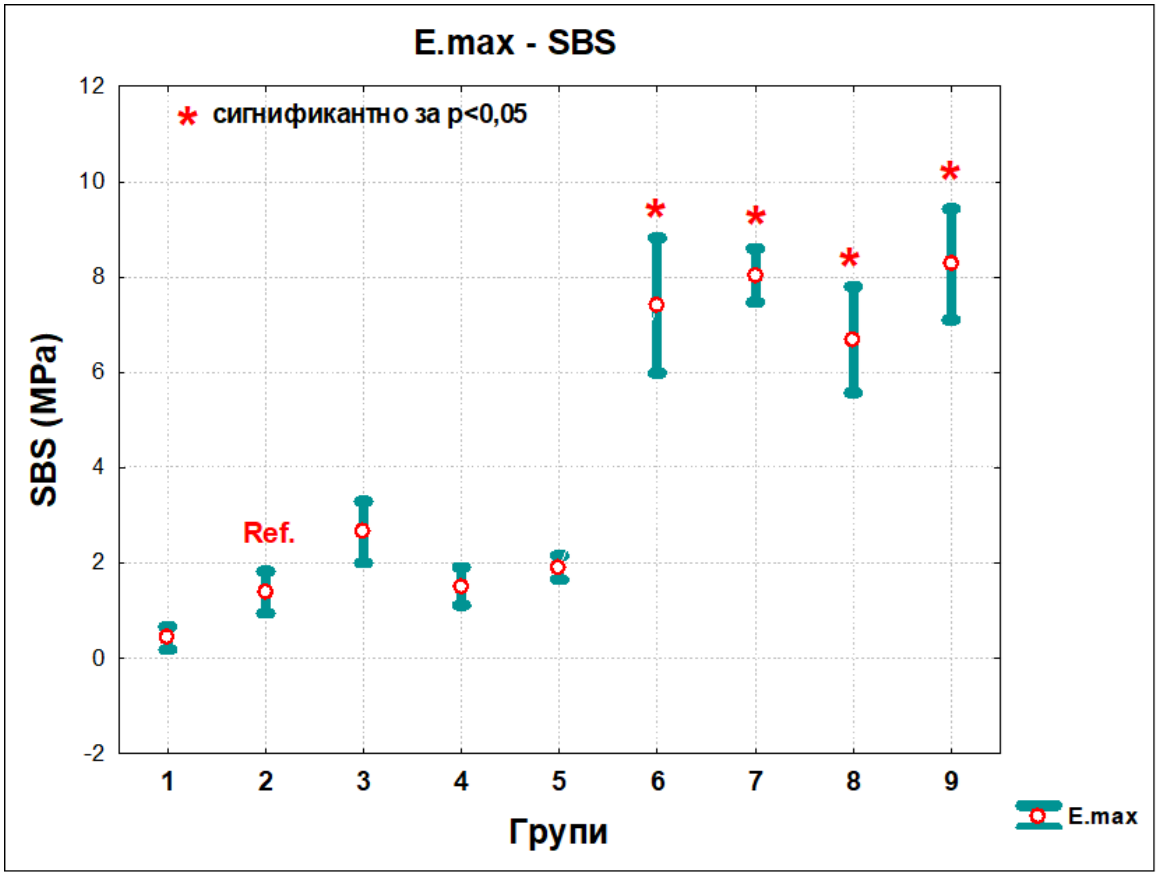


Графикон 15. Споредба на Група 1 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.3.2.2. Споредба на Група 2 со останатите групи - IPS e.max CAD

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 2: 37% H_3PO_4 со останатите осум групи од IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 4-5 и Графикон 16):

- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 1: контролна ($p=0,5802$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,1236$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,9999$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,9675$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

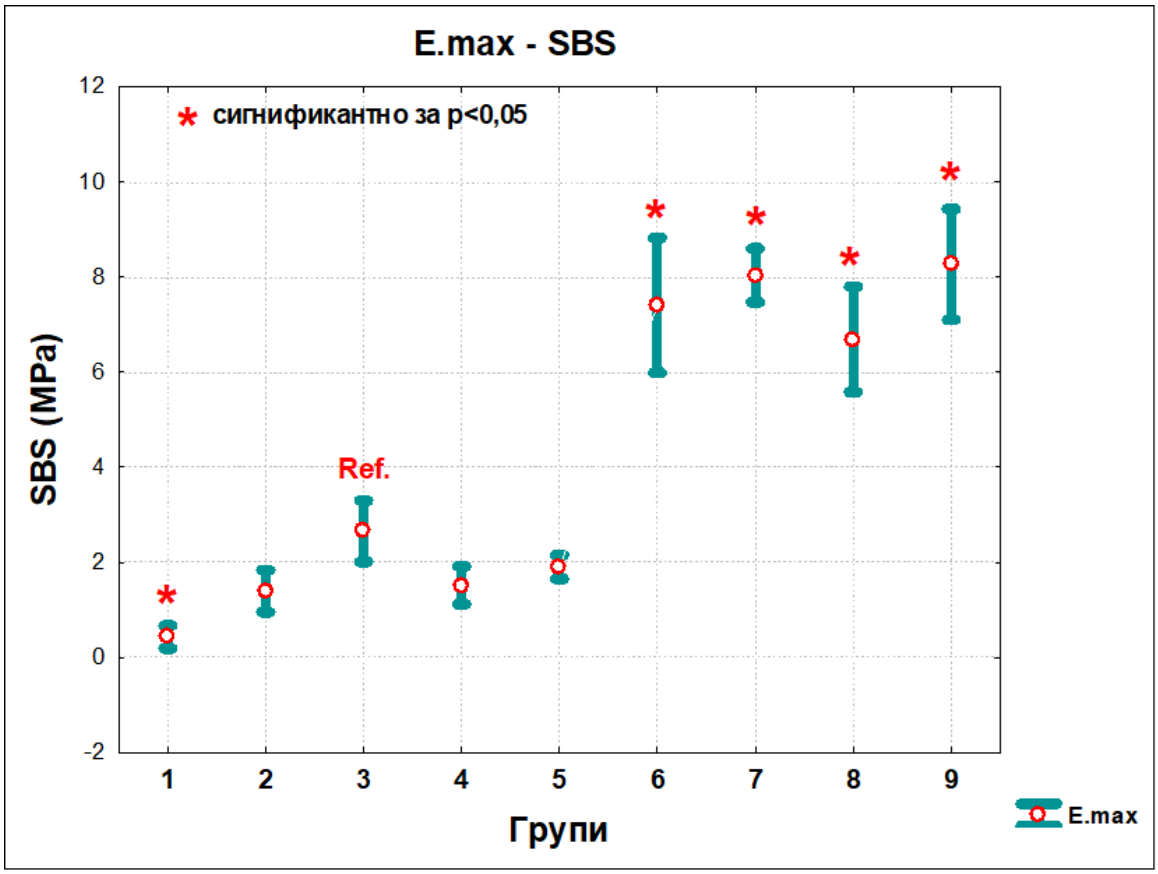


Графикон 16. Споредба на Група 2 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.3.2.3. Споредба на Група 3 со останатите групи - IPS e.max CAD

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 3: 4% HF со останатите осум групи од IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 4-5 и Графикон 17):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 1: контролна ($p=0,0007$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,1235$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,2654$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,7506$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

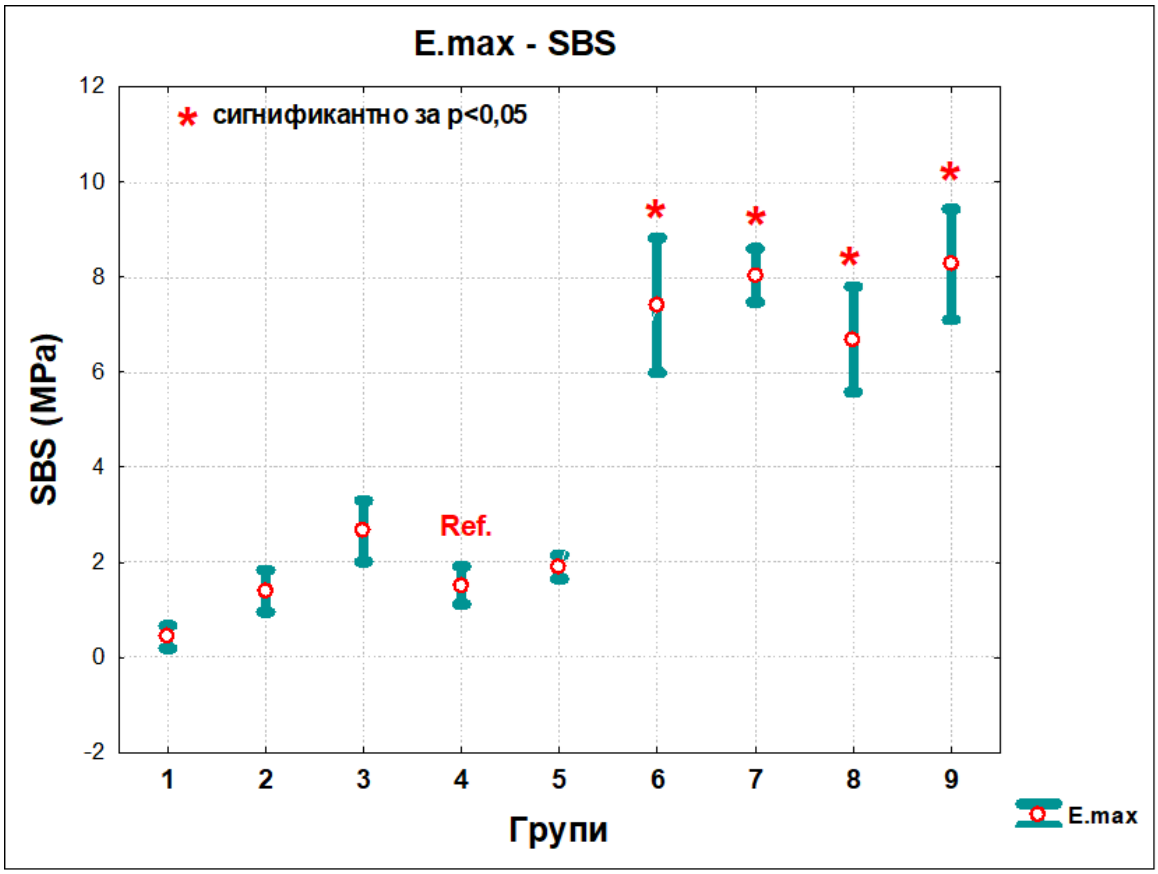


Графикон 17. Споредба на Група 3 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.3.2.4. Споредба на Група 4 со останатите групи - IPS e.max CAD

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 4: 29 μm Al_2O_3 со останатите осум групи од IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 4-5 и Графикон 18):

- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 1: контролна ($p=0,4563$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,9999$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,2654$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,9956$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

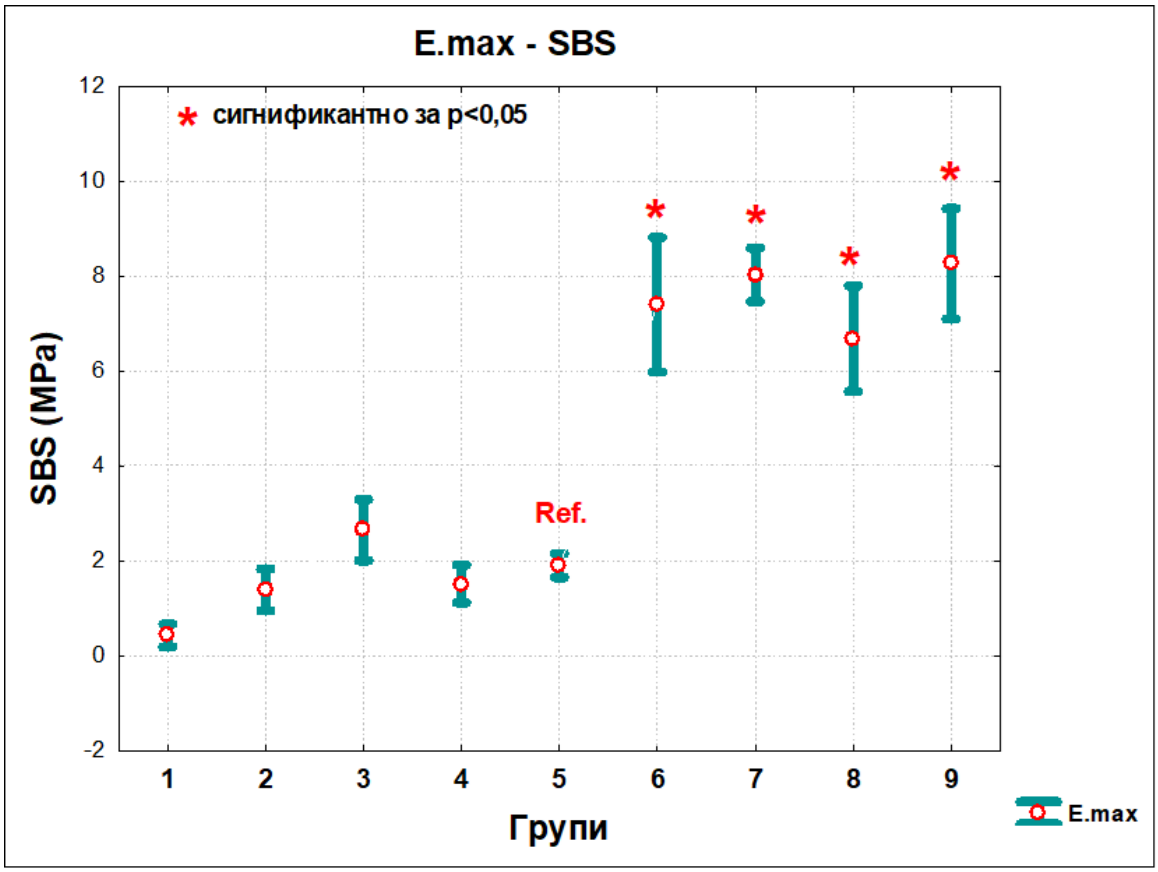


Графикон 18. Споредба на Група 4 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.3.2.5. Споредба на Група 5 со останатите групи - IPS e.max CAD

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 со останатите осум групи од IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 4-5 и Графикон 19):

- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 1: контролна ($p=0,0874$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,9676$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,7506$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,9957$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

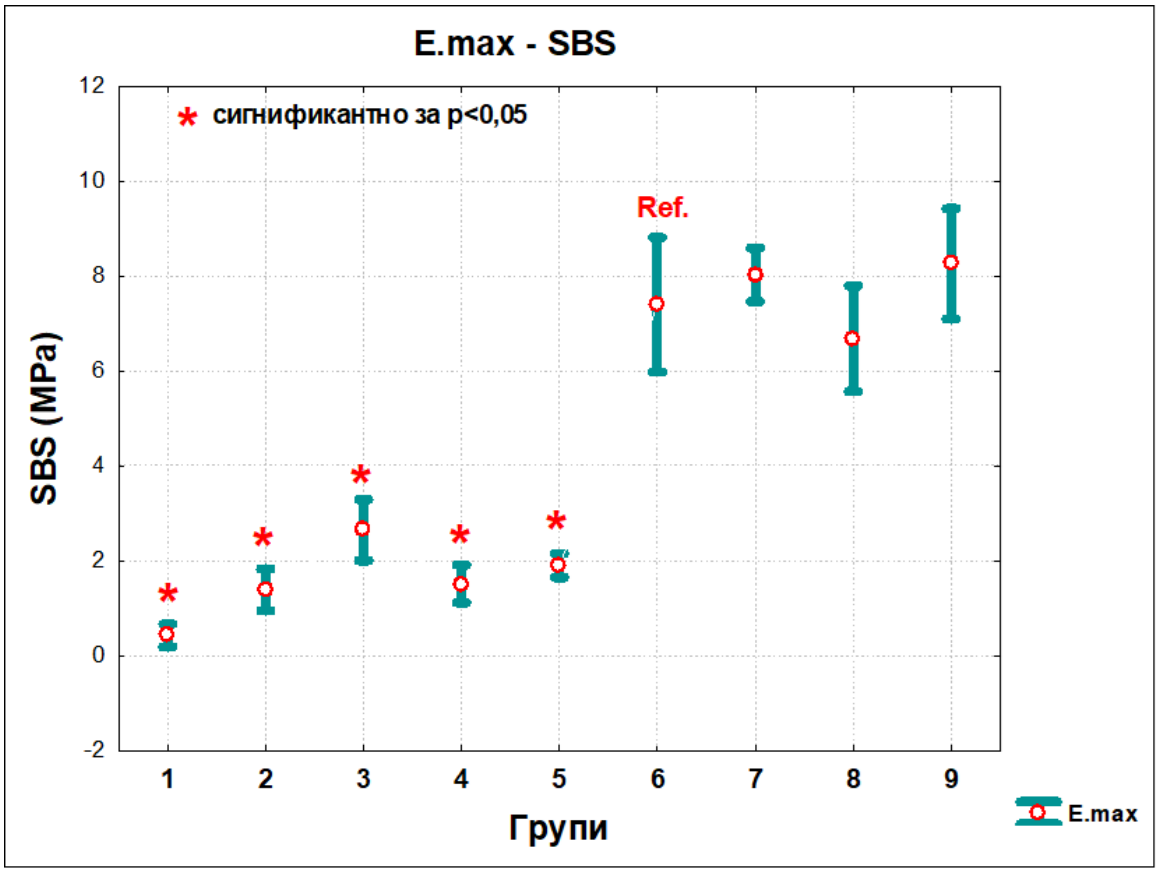


Графикон 19. Споредба на Група 5 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.3.2.6. Споредба на Група 6 со останатите групи - IPS e.max CAD

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер со останатите осум групи од IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 4-5 и Графикон 20):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 4: 29 µm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,9268$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,8663$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,6592$).

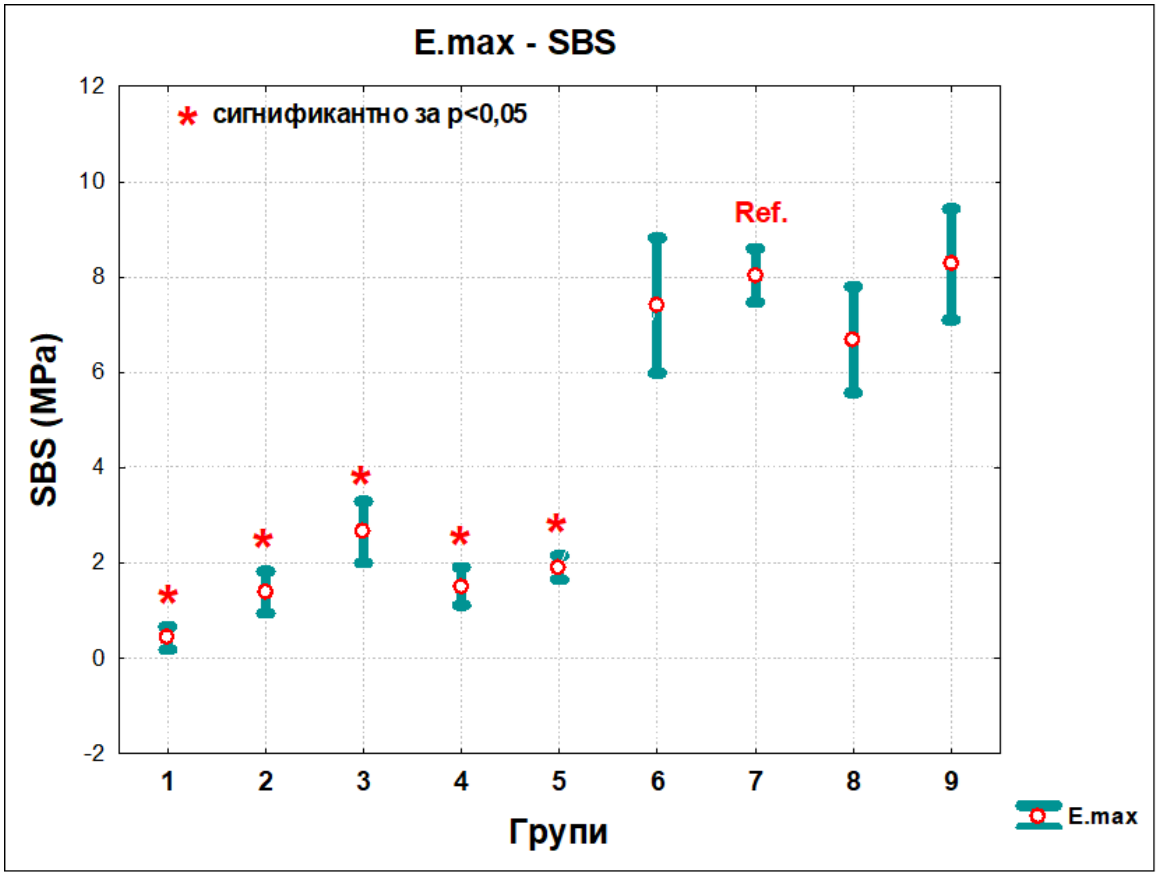


Графикон 20. Споредба на Група 6 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.3.2.7. Споредба на Група 7 со останатите групи - IPS e.max CAD

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 7: 4% HF + прајмер со останатите осум групи од IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 4-5 и Графикон 21):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,9268$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,1477$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,9999$).

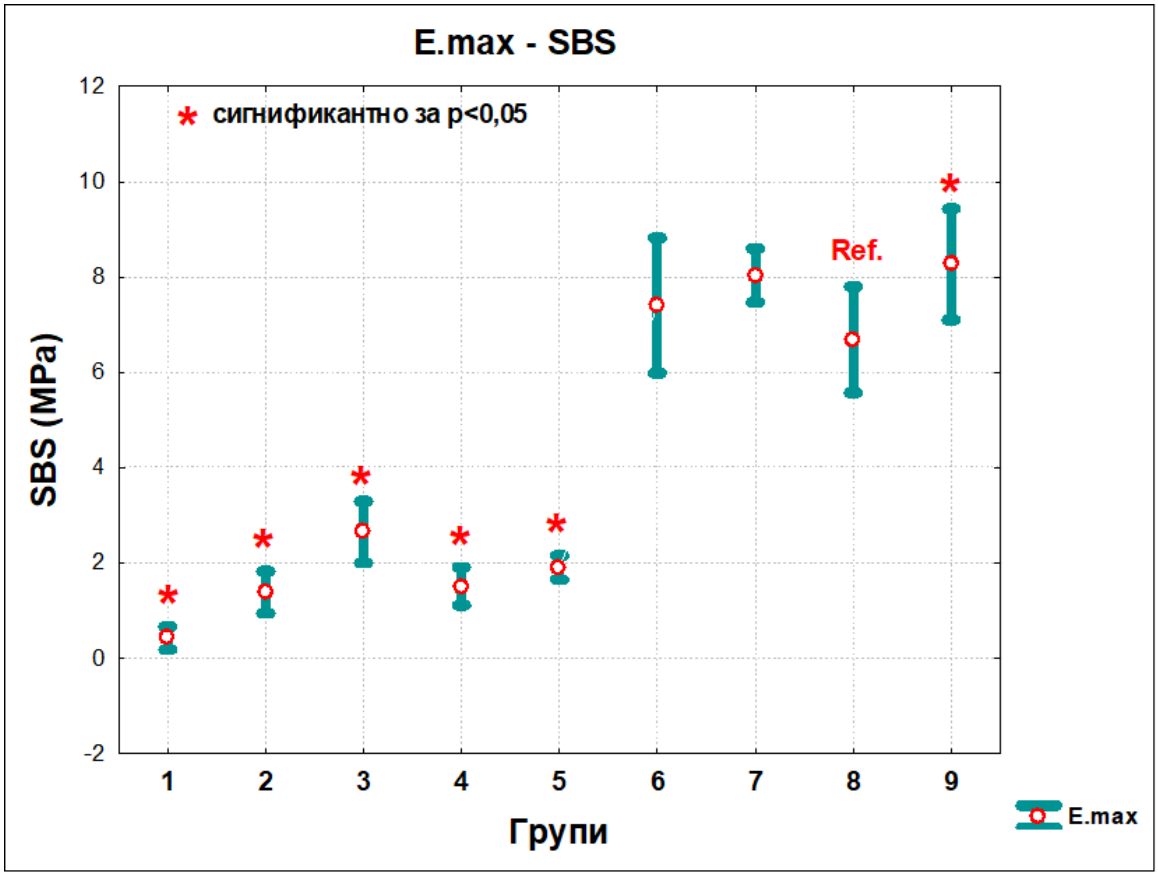


Графикон 21. Споредба на Група 7 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.3.2.8. Споредба на Група 8 со останатите групи - IPS e.max CAD

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер со останатите осум групи од IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 4-5 и Графикон 22):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,6856$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,8663$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,1477$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0358$).

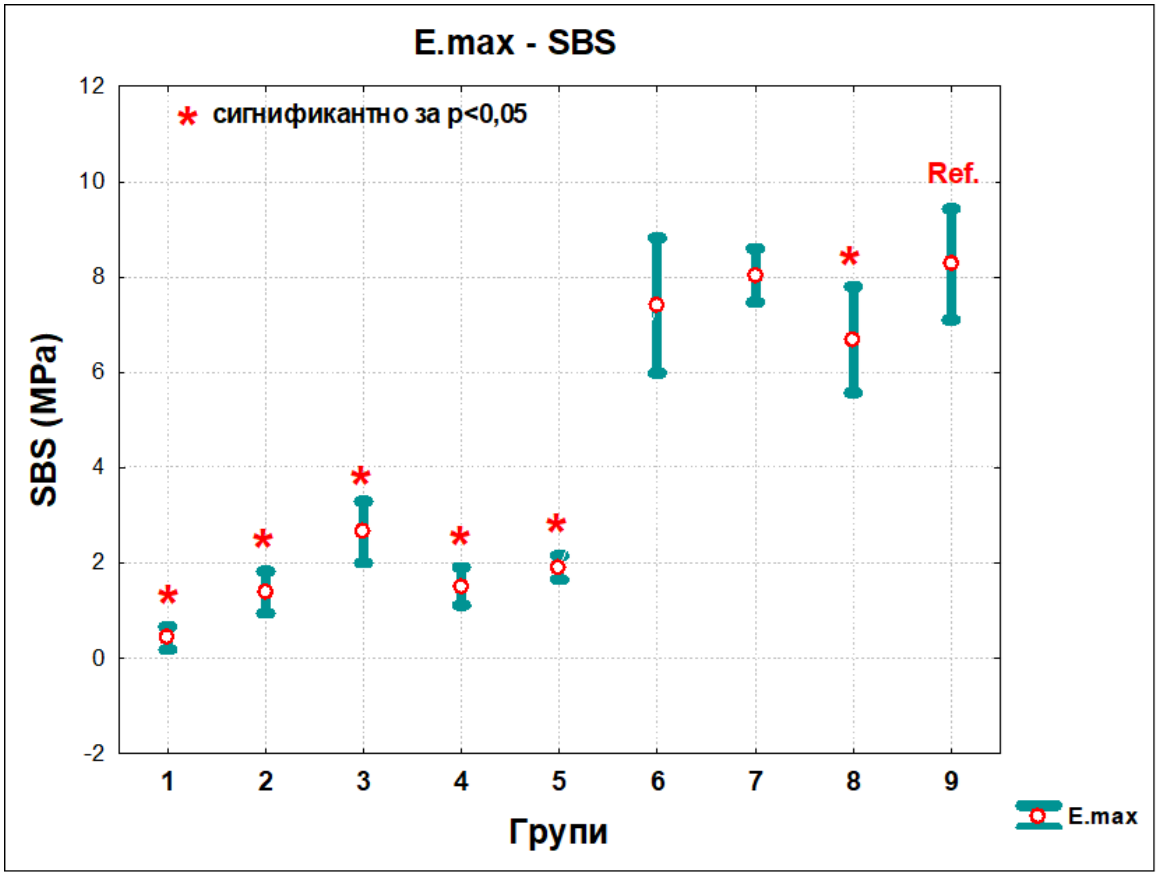


Графикон 22. Споредба на Група 8 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.3.2.9. Споредба на Група 9 со останатите групи - IPS e.max CAD

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер со останатите осум групи од IPS e.max CAD во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 4-5 и Графикон 23):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0600$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,6593$);
- за $p<0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,9999$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0358$).



Графикон 23. Споредба на Група 9 со другите групи според SBS кај IPS e.max CAD.

6.4. Vita YZ - сила на смолкнување (SBS)

Силата на смолкнување - Shear bond strength (SBS) беше одредувана за сите девет групи од циркониум диоксидната керамка Vita YZ.

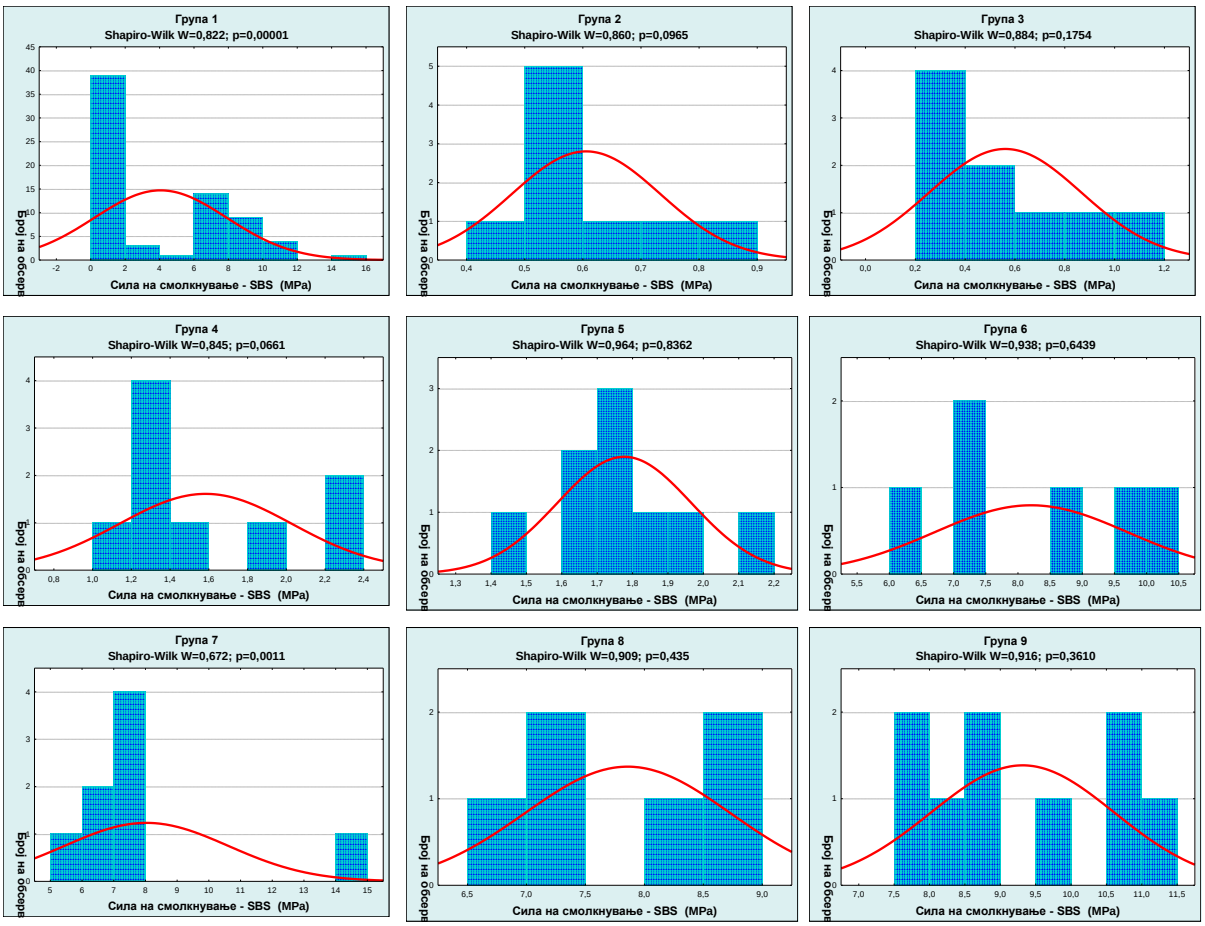
Споредбата на јачината на SBS примарно беше правена за секоја од групите во однос на Група 1 како контролна (Група 2 / Група 1; Група 3 / Група1; Група 4 / Група 1; Група 5 / Група 1; Група 6 / Група 1; Група 7 / Група 1; Група 8 / Група 1 и група 9 / Група 1). Дополнително беше правена и споредба на јачината на SBS помеѓу секоја од групите поединечно во однос на останатите групи за опфаќање на сите можни комбинации и нивно појасно прикажување. Силата на смолкнување (SBS) беше изразена во мегапаскали (MPa).

6.4.1. Дистрибуција на фреквенции на SBS – Vita YZ

Дистрибуцијата на добиените фреквенции за силата на смолкнување - SBS (MPa) за секоја од дветте групи на циркониум диоксидната керамка Vita YZ укажа на правилна дистрибуција на фреквенциите со исклучок на два параметри (Група 1 и група 7) каде беше утврдена неправилна дистрибуција (Графикон 24):

- Група 1: Shapiro-Wilk W=0,822; p=0,0001*
- Група 2: Shapiro-Wilk W=0,860; p=0,0965
- Група 3: Shapiro-Wilk W=0,884; p=0,1754
- Група 4: Shapiro-Wilk W=0,845; p=0,0661
- Група 5: Shapiro-Wilk W=0,964; p=0,8362
- Група 6: Shapiro-Wilk W=0,938; p=0,6439
- Група 7: Shapiro-Wilk W=0,672; p=0,0001*
- Група 8: Shapiro-Wilk W=0,909; p=0,4354
- Група 9: Shapiro-Wilk W=0,916; p=0,3610.

Согласно дистрибуцијата на добиените фреквенции за SBS (MPa), во понатамошната анализа за циркониум диоксидната керамка Vita YZ беа користени соодветни статистички тестови.



Графикон 24. Дистрибуција на фреквенциите на силата на смолкнување (SBS) кај Vita YZ групите.

6.4.2. Меѓугрупна споредба на SBS – Vita YZ

Јачината на силата на смолкнување - SBS (MPa) беше утврдена за секоја од деветте групи на циркониум диоксидната керамка Vita YZ поединечно (Таб. 6 и Графикон 25).

Беше согледано дека најголема просечна вредност на SBS (MPa) имаа примероците од Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер и 9,32±1,29 (95%CI 8,3-10,3) MPa со min/max вредности од 7,6/11,1 MPa, следено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер со просечна SBS од 8,20±1,51 (95%CI 6,6-9,8) MPa и min/max вредноси од 6,2/10,1 MPa и Група 7: 4% HF + прајмер каде просечна вредност на SBS изнесуваше 8,03±2,58 (95%CI 5,9-10,2) MPa со min/max вредности од 5,9/14,2 MPa (Таб. 6 и Графикон 25).

Кај примероците од контролната Група 1, се востанови најмала просечна јачина на силата на смолкнување - SBS за 0,51±0,12 (95%CI 0,4-0,6) MPa со min/max вредности од 0,4/0,8 MPa. Други групи со мала просечна јачина на силата на смолкнување - SBS беа Група 3: 4% HF за 0,56±0,31 (95%CI 0,3-0,8) MPa и min/max од 0,3/1,2, и Група 2: 37% H_3PO_4 за 0,60±0,13 (95%CI 0,5-0,7) MPa со min/max од 0,5/0,8 MPa (Таб. 6 и Графикон 25).

Табела 6. Анализа на силата на смолкнување (SBS) кај групите од Vita YZ.

Групи	SBS – Vita YZ					[1]p
	N	Mean±SD	Min/Max (MPa)	95% CI		
				Lower Bound	Upper Bound	
Група 1	6	0,51±0,12	0,4/ 0,8	0,38	0,64	F (8, 62)=95,118; p=0,00001*
Група 2	9	0,60±0,13	0,5/ 0,8	0,51	0,70	
Група 3	9	0,56±0,31	0,3/ 1,2	0,33	0,80	
Група 4	9	1,58±0,44	1,1/ 2,3	1,24	1,93	
Група 5	9	1,78±0,19	1,4/ 2,1	1,63	1,92	
Група 6	6	8,20±1,51	6,2/ 10,1	6,62	9,79	
Група 7	8	8,03±2,58	5,9/ 14,2	5,87	10,19	
Група 8	6	7,86±0,78	6,9/ 9,0	6,94	8,78	
Група 9	9	9,32±1,29	7,6/ 11,1	8,32	10,31	

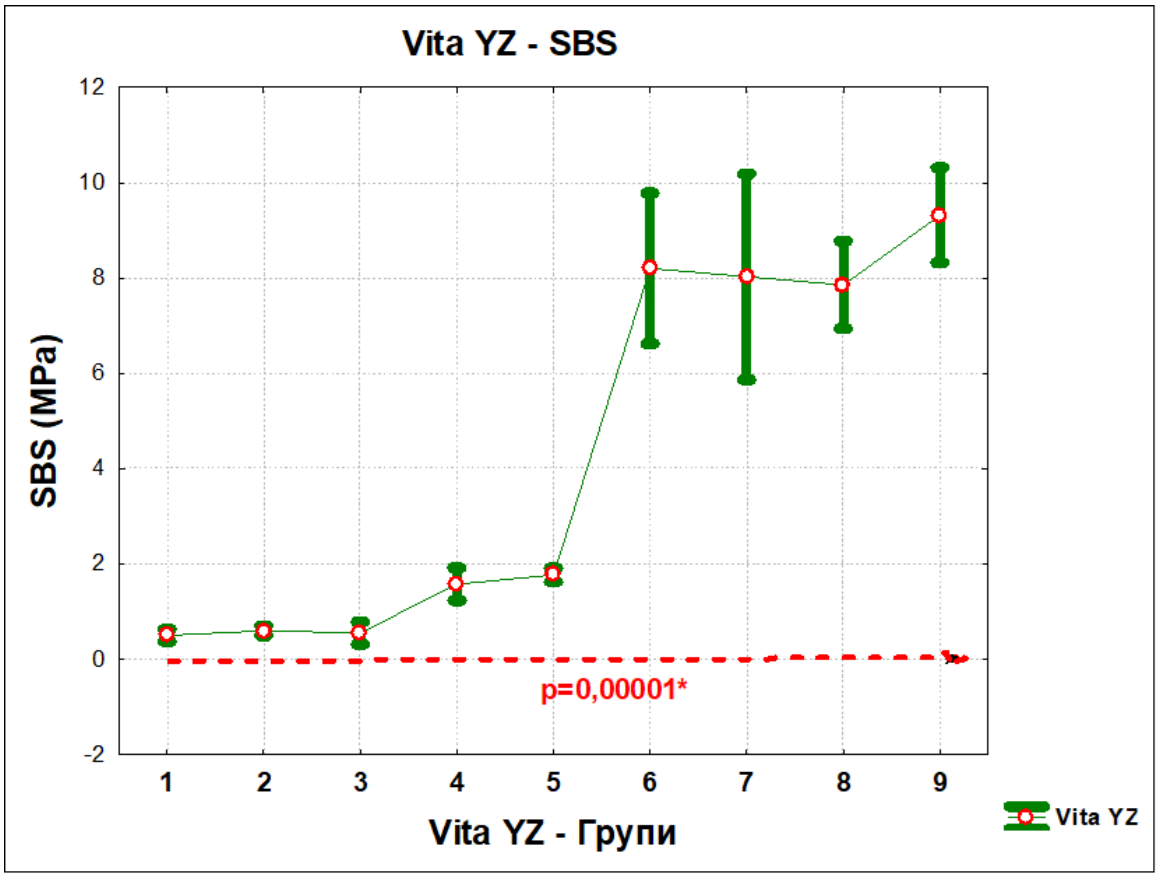
Vita YZ – циркониум диоксидна керамика;

Група 1: контролна; Група 2: 37% H_3PO_4; Група 3: 4% HF; Група 4: 29 µm Al_2O_3; Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2; Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер; Група 7: 4% HF + прајмер; Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер; Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.

[1]One-way ANOVA *сигнификантно за p<0,05

За p<0,05, анализата укажа на сигнификантна разлика меѓу деветте Vita YZ групи во однос на јачината на силата на смолкнување SBS (MPa) за One way ANOVA: $F_{(8,58)} = 95,118$; p=0,00001 (Таб. 6 и Графикон 25).

Графичкиот приказ на споредбата на јачината на силата на смолкнување - SBS меѓу деветте групи на Vita YZ е даден на Графикон 25.



Графикон 25. Споредба на силата на смолкнување (SBS) кај Vita YZ.

Со цел да се утврди на што се должи сигнификантноста на разликите на SBS меѓу групите на циркониум диоксидната керамка Vita YZ, дополнително беше аплицирана Tukey Post Hoc Test анализа (Таб. 7).

Табела 7. Post Hoc Test на групите кај Vita YZ според силата на смолкнување (SBS).

SBS – Vita YZ									
Групи	**Група 1**	**Група 2**	**Група 3**	**Група 4**	**Група 5**	**Група 6**	**Група 7**	**Група 8**	**Група 9**
	M=0,51	**M=0,60**	**M=0,56**	**M=1,58**	**M=1,78**	**M=8,20**	**M=8,03**	**M=7,85**	**M=9,32**
Група 1	Ref.	1,0000	1,0000	0,6734	0,4568	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 2	1,0000	Ref.	1,0000	0,6515	0,4111	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 3	1,0000	1,0000	Ref.	0,5957	0,3605	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 4	0,6733	0,6515	0,5957	Ref.	0,9999	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 5	0,4568	0,4111	0,3604	0,9999	Ref.	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 6	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	Ref.	0,9999	0,9998	0,6309
Група 7	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,9999	Ref.	0,9999	0,3253
Група 8	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,9998	0,9999	Ref.	0,2698
Група 9	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,6309	0,3253	0,2698	Ref.

Vita YZ – циркониум диоксидна керамика; M=Mean difference.

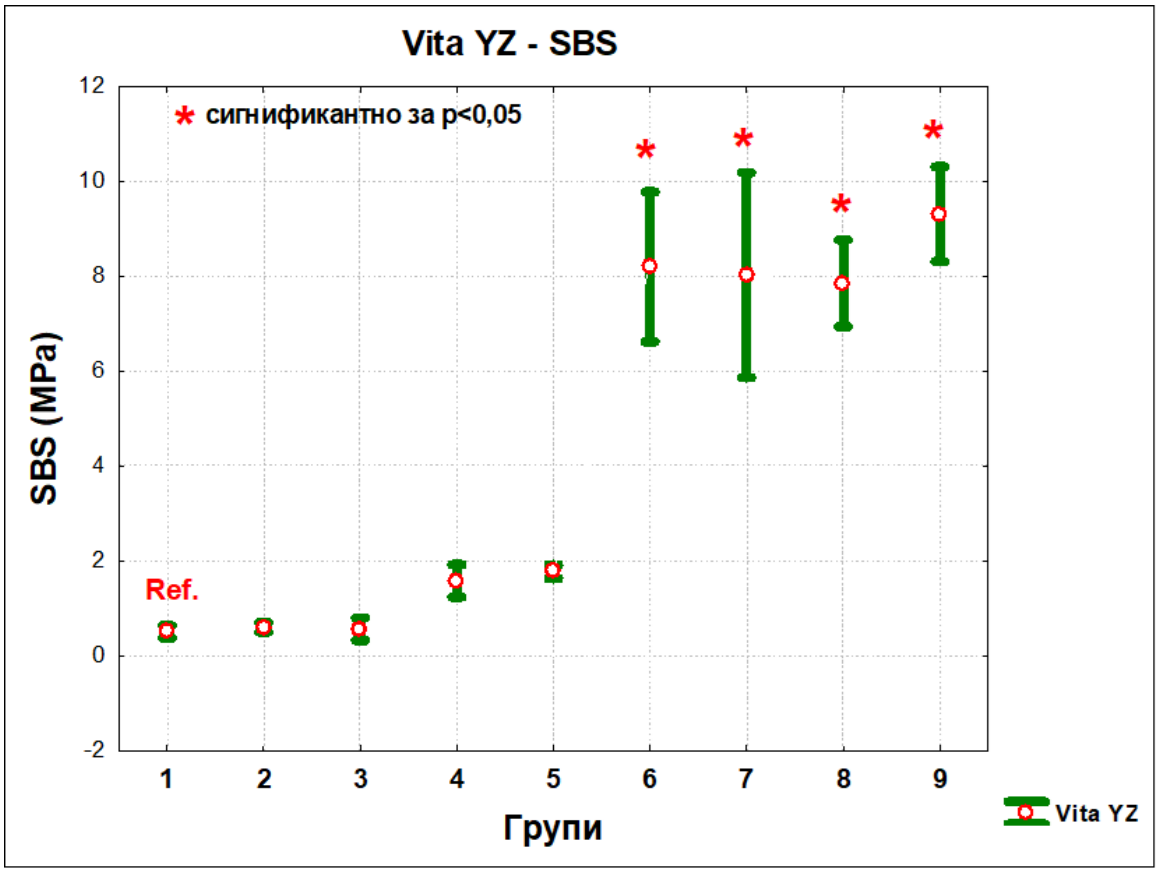
Група 1: контролна; Група 2: 37% H_3PO_4; Група 3: 4% HF; Група 4: 29 µm Al_2O_3; Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2; Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер; Група 7: 4% HF + прајмер; Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер; Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.

Post Hoc Test *сигнификантно за $p<0,05$

6.4.2.1. Споредба на Група 1 со останатите групи – Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 1: контролна со останатите осум групи од циркониум диоксидната керамка Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 26):

- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=1,000$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 3: 4% HF ($p=1,000$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,6733$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 5: 30 μm зрна Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,4568$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 6:- 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$);

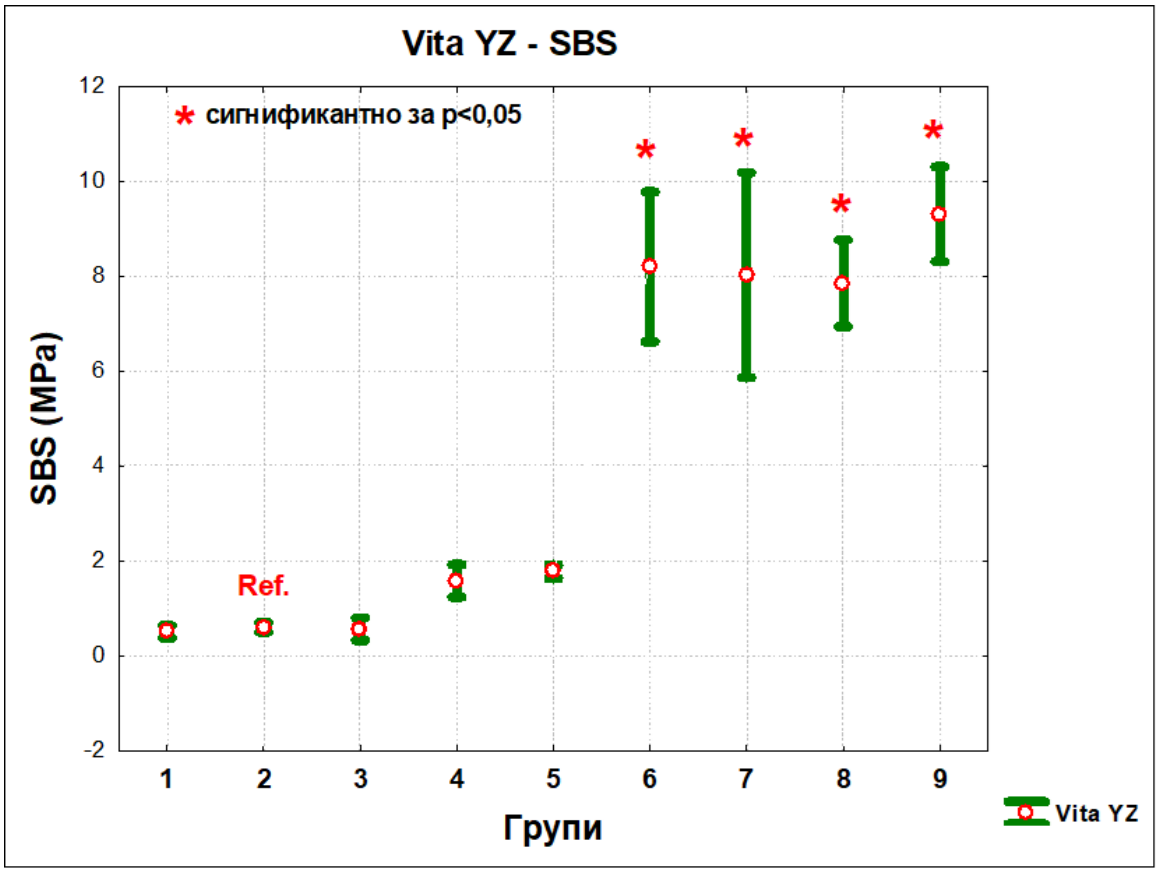


Графикон 26. Споредба на Група 1 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.4.2.2. Споредба на Група 2 со останатите групи – Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 2: 37% H_3PO_4 со останатите осум групи од Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 27):

- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 1: контролна (p=1,000);
- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 3: 4% HF (p=1,000);
- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 (p=0,6515);
- за p>0,05, несигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 (p=0,4111);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер (p=0,0001).

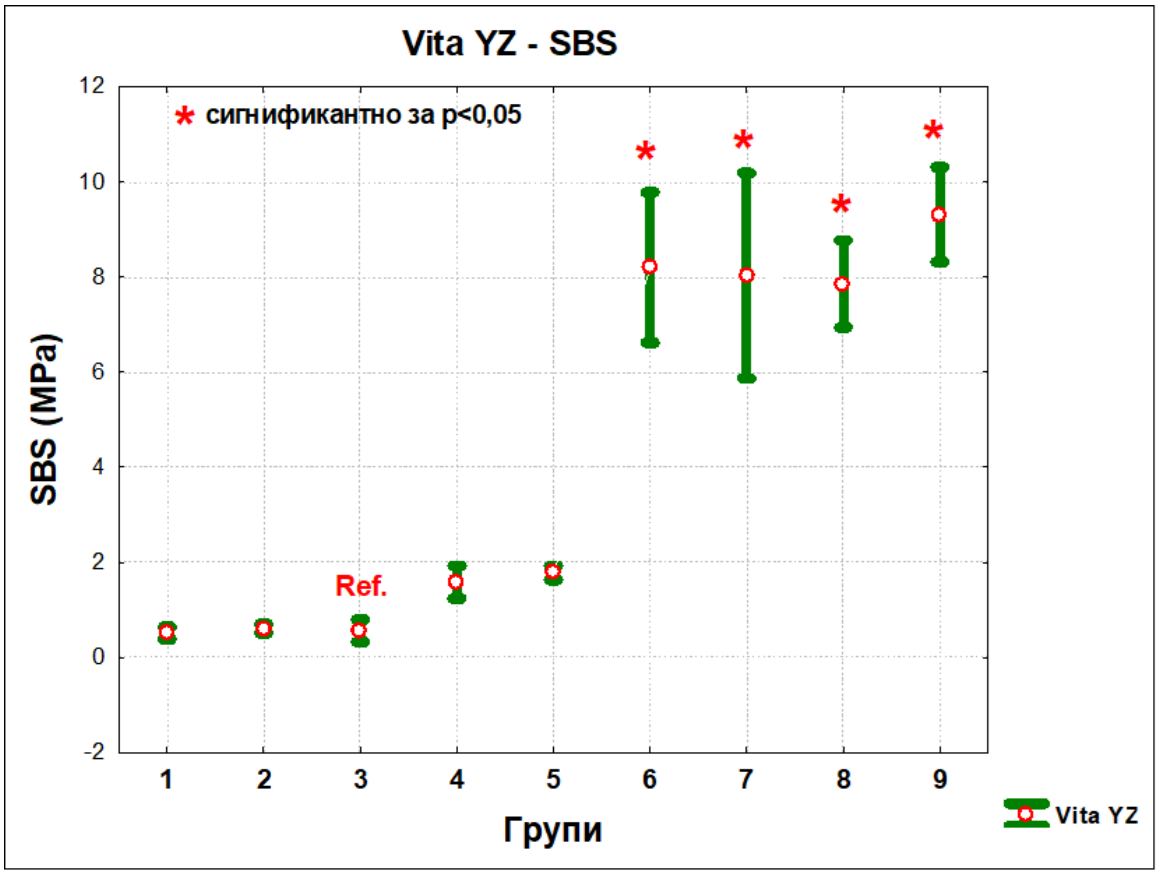


Графикон 27. Споредба на Група 2 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.4.2.3. Споредба на Група 3 со останатите групи - Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓуГрупа 3: 4% HF со останатите осум групи од Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 28):

- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 1: контролна ($p=1,000$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=1,000$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 4: 29 µm Al_2O_3 ($p=0,5957$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,3604$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$);

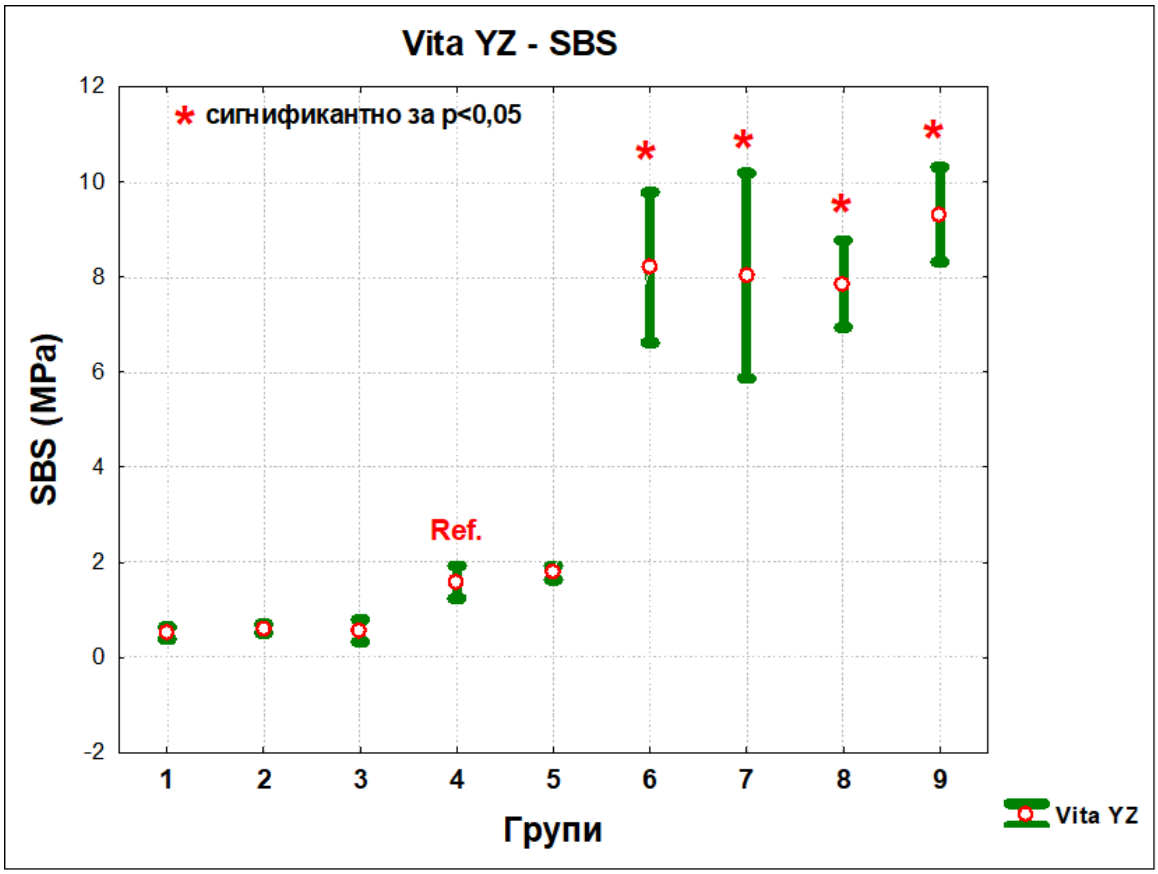


Графикон 28. Споредба на Група 3 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.4.2.4. Споредба на Група 4 со останатите групи - Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 4: 29 μm Al_2O_3 со останатите осум групи од Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 29):

- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 1: контролна (p=0,6734);
- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 (p=0,6515);
- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 3: 4% HF (p=0,5957);
- за p>0,05, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 (p=0,9999);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер (p=0,0001).

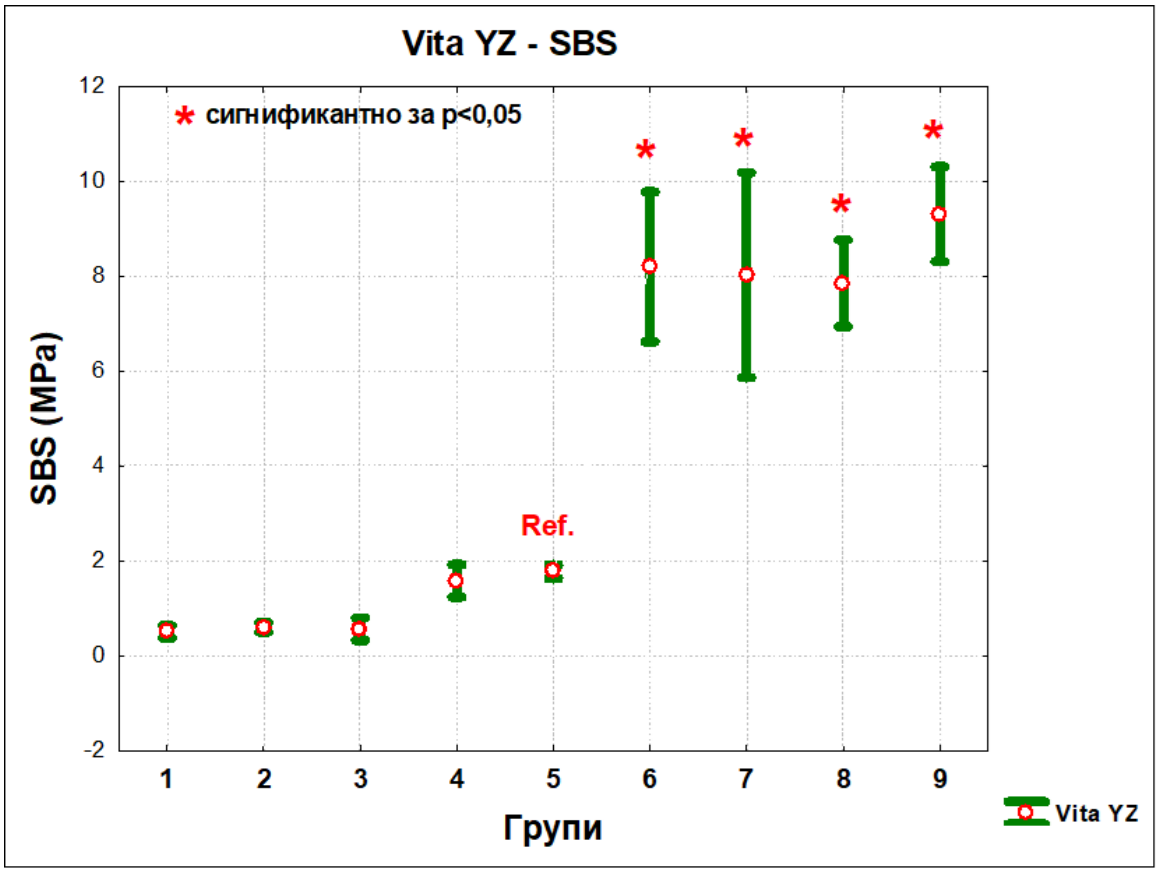


Графикон 29. Споредба на Група 4 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.4.2.5. Споредба Група 5 со останатите групи - Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 со останатите осум групи од Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 30):

- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 1: контролна (p=0,4568);
- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 (p=0,4111);
- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 3: 4% HF (p=0,3605);
- за p>0,05, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 (p=0,9999);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер (p=0,0001);
- за p<0,05, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер (p=0,0001).

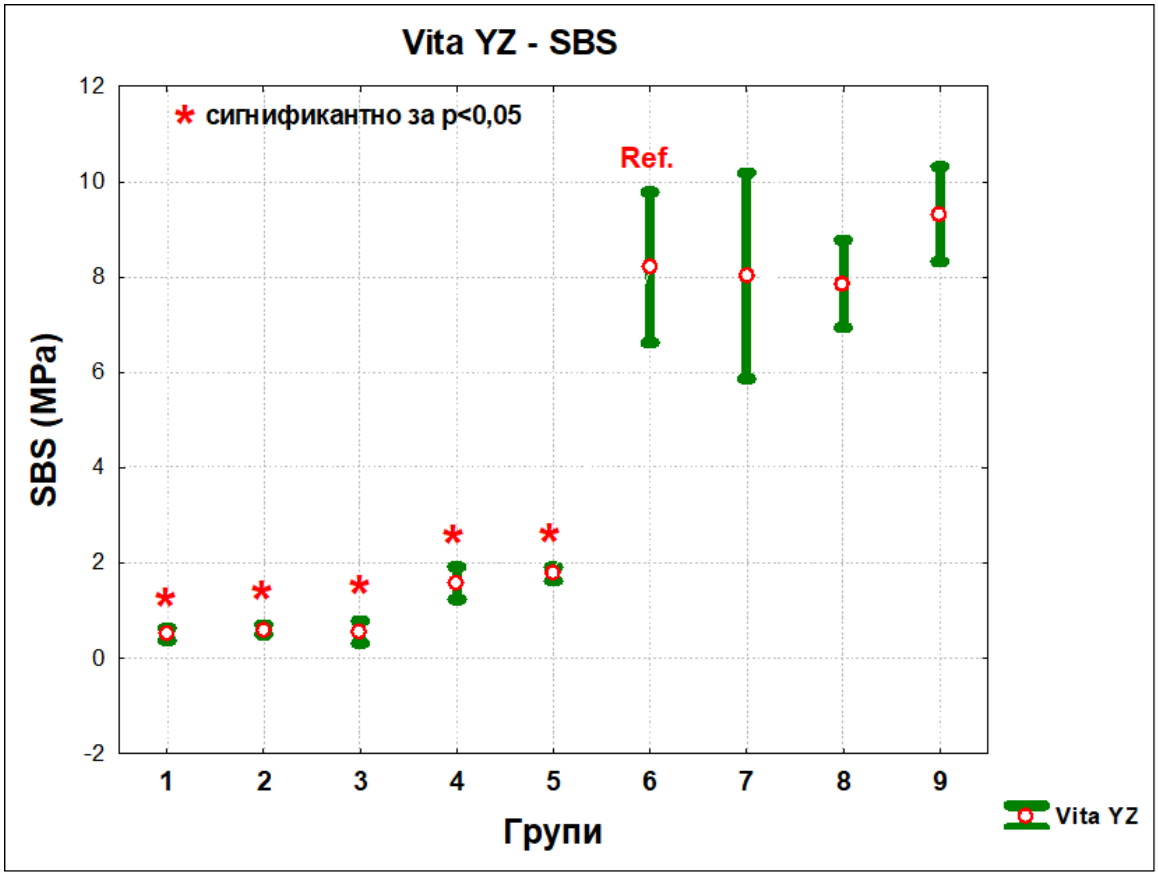


Графикон 30. Споредба на Група 5 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.4.2.6. Споредба на Група 6 со останатите групи - Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер со останатите осум групи од Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 31):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 1: контролна;
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 4: 29 µm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,9999$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,9998$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,6309$).

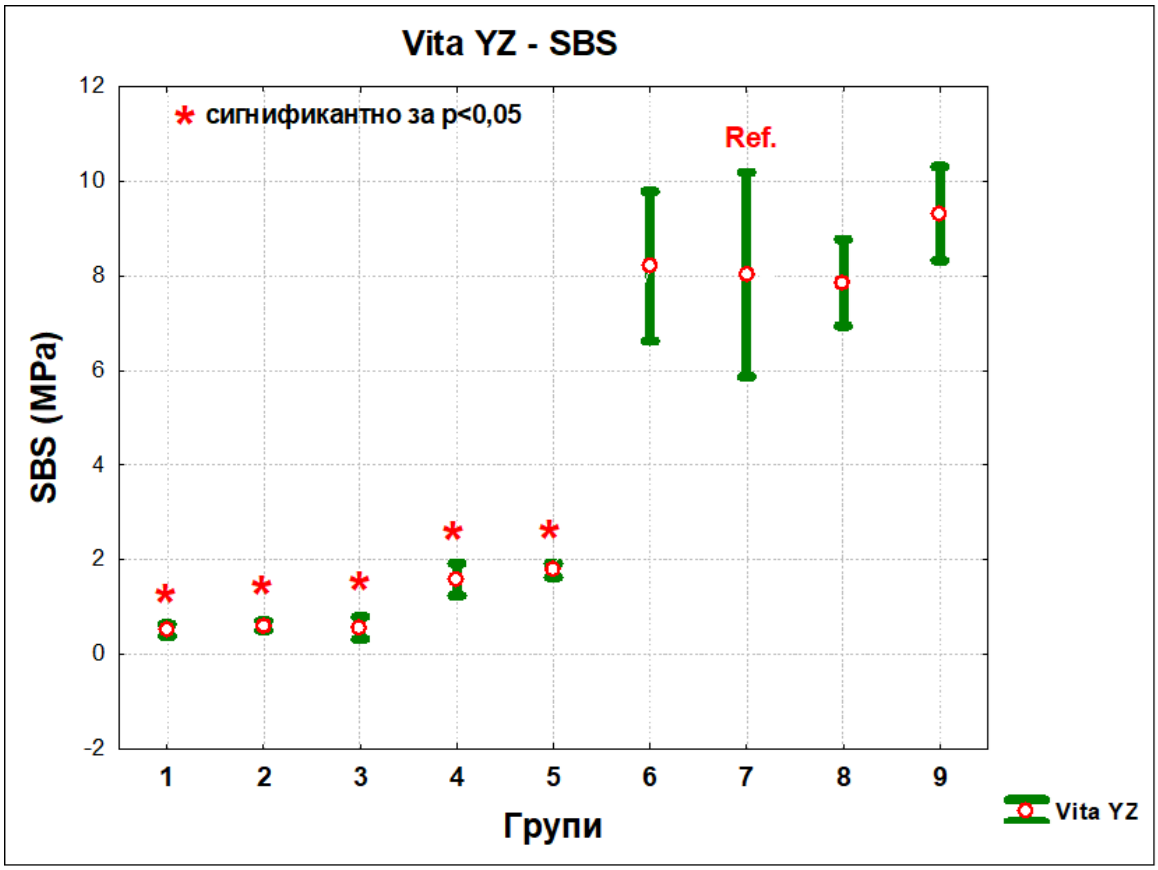


Графикон 31. Споредба на Група 6 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.4.2.7. Споредба на Група 7 со останатите групи - Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 7 - 4% HF + прајмер со останатите осум групи од Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 32):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 5 – 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,9999$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,9998$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,3253$).

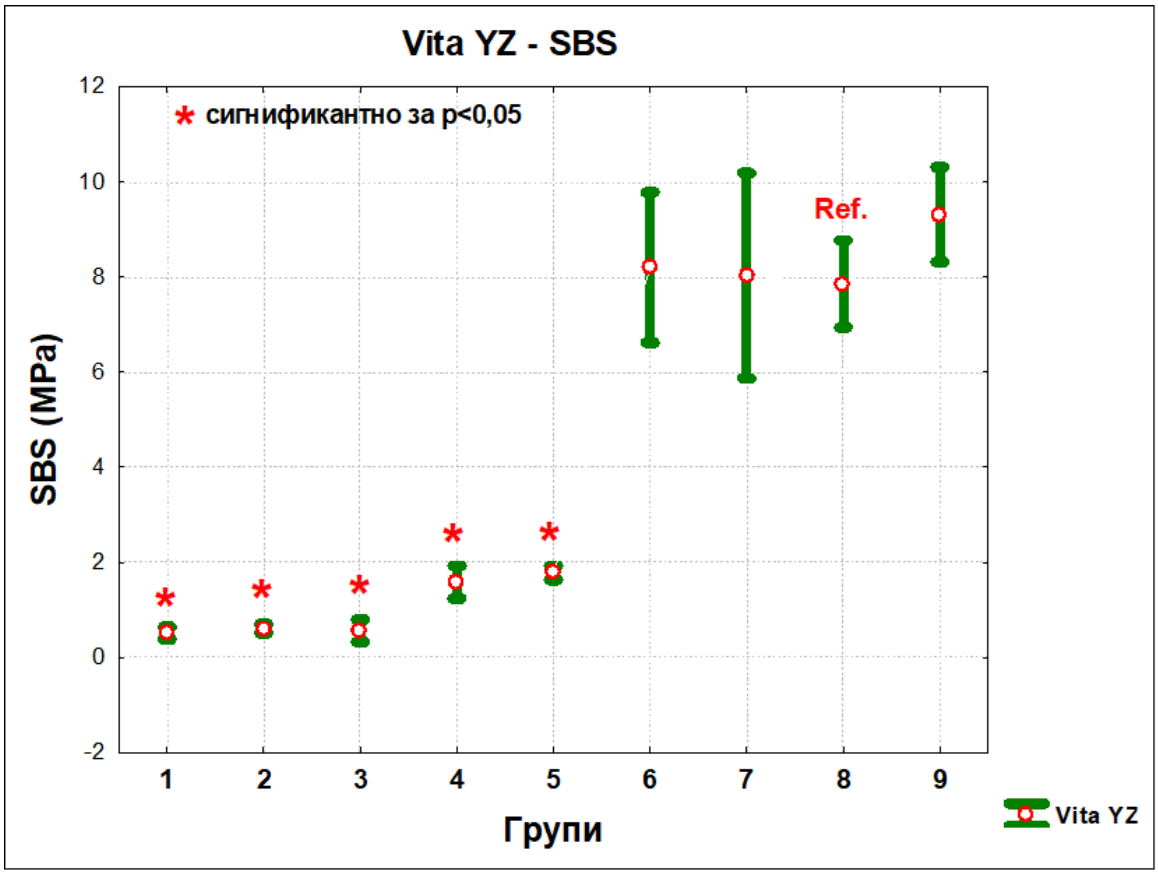


Графикон 32. Споредба на Група 7 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.4.2.8. Споредба на Група 8 со останатите групи - Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер со останатите осум групи од Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 33):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,6856$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,9998$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,9999$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,2698$).

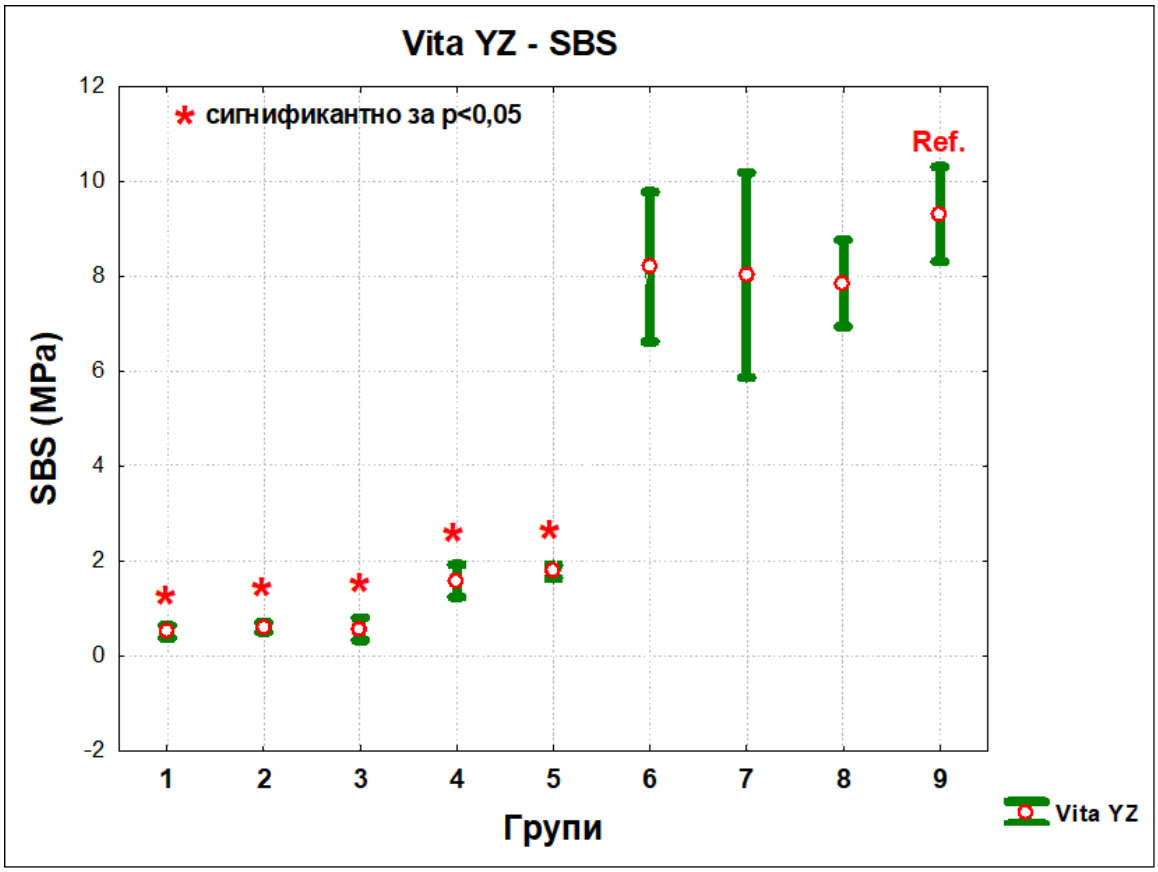


Графикон 33. Споредба на Група 8 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.4.2.9. Споредба на Група 9 со останатите групи - Vita YZ

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер со останатите осум групи од Vita YZ во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 6-7 и Графикон 34):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0600$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,6309$);
- за $p<0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,3253$);
- за $p<0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,2698$);



Графикон 34. Споредба на Група 9 со другите групи според SBS кај Vita YZ.

6.5. Vita Enamic - сила на смолкнување (SBS)

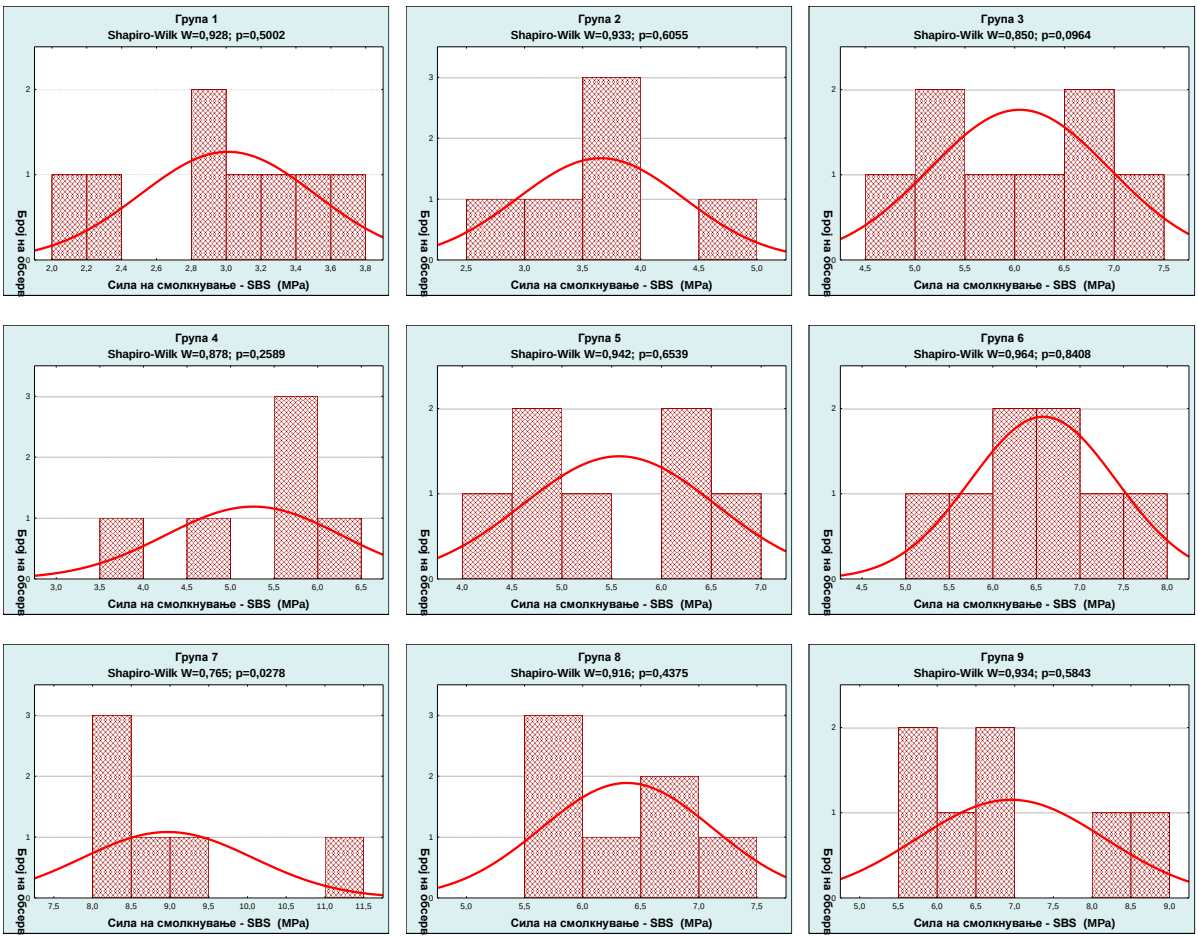
Истражувањето опфати одредување на силата на смолкнување - Shear bond strength (SBS) за сите 9 групи од хибридната керамка Vita Enamic.

Споредбата на јачината на SBS примарно беше правена за секоја од групите во однос на Група 1 како контролна (Група 2 / Група 1; Група 3 / Група1; Група 4 / Група 1; Група 5 / Група 1; Група 6 / Група 1; Група 7 / Група 1; Група 8 / Група 1 и група 9 / Група 1). Дополнително беше правена и споредба на јачината на SBS помеѓу секоја од групите поединечно во однос на останатите групи за опфаќање на сите можни комбинации и нивно појасно прикажување. Силата на смолкнување (SBS) беше изразена во мегапаскали (MPa).

6.5.1. Дистрибуција на фреквенции на SBS – Vita Enamic

Дистрибуцијата на добиените фреквенции за силата на смолкнување - SBS (MPa) за секоја од дветте групи на хибридната керамка – Vita Enamic укажа на правилна дистрибуција на фреквенциите со исклучок на група 7 каде беше утврдена неправилна дистрибуција (Графикон 35):

- Група 1: Shapiro-Wilk W=0,928; p=0,5002
- Група 2: Shapiro-Wilk W=0,933; p=0,6055
- Група 3: Shapiro-Wilk W=0,850; p=0,0964
- Група 4: Shapiro-Wilk W=0,878; p=0,2589
- Група 5: Shapiro-Wilk W=0,942; p=0,6539
- Група 6: Shapiro-Wilk W=0,963; p=0,8408
- Група 7: Shapiro-Wilk W=0,755; p=0,0278*
- Група 8: Shapiro-Wilk W=0,916; p=0,4375
- Група 9: Shapiro-Wilk W=0,934; p=0,5842.



Група 1 – прајмер; Група 2 - 38% H_3PO_4; Група 3 - 4% HF; Група 4 - 30μm зрна Al_2O_3 ; Група 5 - 30μm зрна Al_2O_3 x SiO_2 ; Група 6 - 38% H_3PO_4 + прајмер; Група 7 - 4% HF + прајмер; Група 8 - 30μm зрна Al_2O_3 + прајмер; Група 9 - 30μm зрна Al_2O_3 x SiO_2 +прајмер.

Графикон 35. Дистрибуција на фреквенции на силата на смолкнување (SBS) кај Vita Enamic групите.

Согласно дистрибуцијата на добиените фреквенции за SBS (MPa), во понатамошната анализа за хибридната керамка Vita Enamic беа користени соодветни статистички тестови.

6.5.2. Меѓугрупна споредба на SBS – Vita Enamic

Јачината на силата на смолкнување - SBS (MPa) беше утврдена за секоја од деветте групи на хибридната керамка Vita Enamic поединечно (Табела 8 и Графикон 36).

Беше согледано дека најголема просечна вредност на SBS (MPa) имаа примероците од Група 7: 4% HF + прајмер каде просечната вредност на SBS изнесуваше 8,97±1,05 (95%CI 7,8-10,1) MPa со min/max вредност од 8,2/11,1 MPa следено со Група 9:– 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер и 6,95±1,21 (95%CI 5,8-8,1) MPa со min/max вредност од 5,6/8,9 MPa и Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер со просечна SBS од 6,58±0,84 (95%CI 5,9-7,3) MPa и min/max вредност од 5,2/7,7 MPa (Таб. 8 и Графикон 36).

Табела 8. Анализа на силата на смолкнување (SBS) кај гупите од Vita Enamic.

Групи	SBS – Vita Enamic					[1]p
	N	Mean±SD	Min/Max (MPa)	95% CI		
				Lower Bound	Upper Bound	
Група 1	8	3,01±0,50	2,2/ 3,6	2,59	3,43	F (8, 54)=26,017; p=0,00001*
Група 2	6	3,6±0,726	2,8/ 4,9	2,90	4,41	
Група 3	8	6,05±0,90	5,0/ 7,1	5,29	6,81	
Група 4	6	5,26±1,01	3,5 6,3	4,20	6,32	
Група 5	7	5,57±0,97	4,4/ 7,0	4,68	6,47	
Група 6	8	6,58±0,84	5,2/ 7,7	5,88	7,28	
Група 7	6	8,97±1,05	8,2/ 11,1	7,81	10,13	
Група 8	7	6,38±0,74	5,5/ 7,4	5,70	7,07	
Група 9	7	6,95±1,21	5,6/ 8,9	5,83	8,07	

Vita Enamic – хибридна керамика;

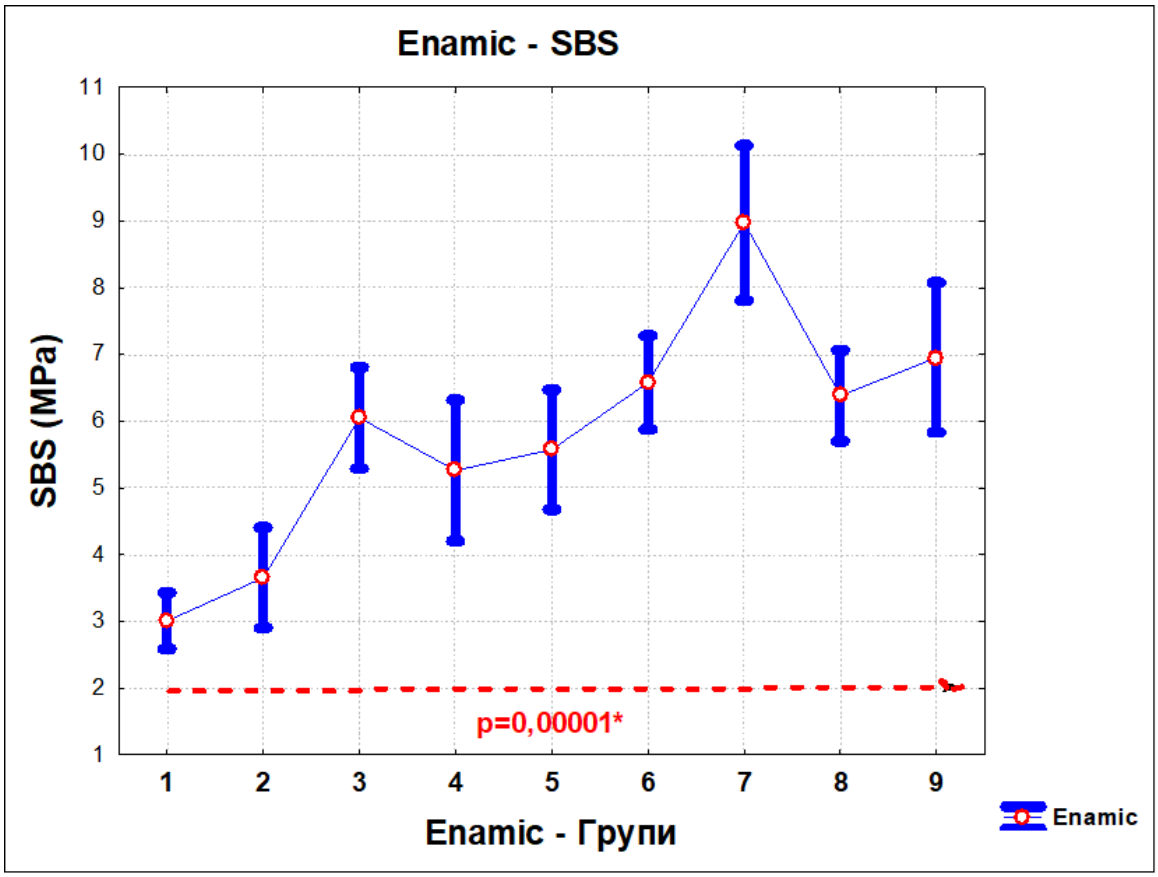
Група 1: контролна; Група 2: 37% H_3PO_4 ; Група 3: 4% HF; Група 4: 29 µm Al_2O_3 ; Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 ; Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер; Група 7: 4% HF + прајмер; Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер; Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.

[1]One-way ANOVA *сигнификантно за $p<0,05$

Најмала просечна јачина на силата на смолкнување - SBS се востанови кај контролната Група 1, каде просечната вредност на SBS изнесуваше 3,01±0,50 (95%CI 2,6-3,4) MPa со min/max вредност од 2,2/3,6 MPa. Друга група со мала просечна јачина на силата на смолкнување - SBS беше Група 2: 37% H_3PO_4 за 3,6±0,726 (95%CI 2,9-4,4) MPa со min/max од 2,8/4,9 MPa. Останатите групи беа со минимум двојно поголема просечна јачина на SBS (Таб. 8 и Графикон 36).

За $p<0,05$, анализата укажа на сигнификантна разлика меѓу деветте групи на хибридната керамка Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување SBS (MPa) за One way ANOVA: $F_{(8,54)} = 26,017$; $p=0,00001$ (Таб. 8 и Графикон 36).

Графичкиот приказ на споредбата на јачината на силата на смолкнување - SBS меѓу деветте групи на Vita Enamic е даден на Графикон 36.



Графикон 36. Споредба на силата на смолкнување (SBS) кај Vita Enamic.

Со цел да се утврди на што се должи сигнификантноста на разликите на SBS меѓу групите на хибридната керамка – Vita Enamic, дополнително беше аплицирана Tukey Post Hoc Test анализа (Таб. 9).

Табела 9. Post Hoc Test на групите кај Vita Enamic според силата на смолкнување (SBS).

SBS – Vita Enamic									
Групи	**Група 1**	**Група 2**	**Група 3**	**Група 4**	**Група 5**	**Група 6**	**Група 7**	**Група 8**	**Група 9**
	M=3,01	**M=3,65**	**M=6,05**	**M=5,26**	**M=5,57**	**M=6,58**	**M=8,97**	**M=6,38**	**M=6,95**
Група 1	Ref.	0,9196	0,0001*	0,0009*	0,0002*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
Група 2	0,9196	Ref.	0,0004*	0,0720	0,0096*	0,0001*	0,0001*	0,0002*	0,0001*
Група 3	0,0001*	0,0004*	Ref.	0,7905	0,9824	0,9589	0,0001*	0,9985	0,5939
Група 4	0,0009*	0,0720	0,7905	Ref.	0,9994	0,1708	0,0001*	0,4010	0,0347*
Група 5	0,0002*	0,0096*	0,9824	0,9994	Ref.	0,4506	0,0001*	0,7590	0,1222
Група 6	0,0001*	0,0001*	0,9589	0,1708	0,4506	Ref.	0,0004*	1,0000	0,9964
Група 7	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0004*	Ref.	0,0002*	0,0054*
Група 8	0,0001*	0,0002*	0,9985	0,4010	0,7590	1,0000	0,0002*	Ref.	0,9563
Група 9	0,0001*	0,0001*	0,5939	0,0347*	0,1222	0,9964	0,0054*	0,9563	Ref.

Vita Enamic – хибридна керамика; M=Mean difference

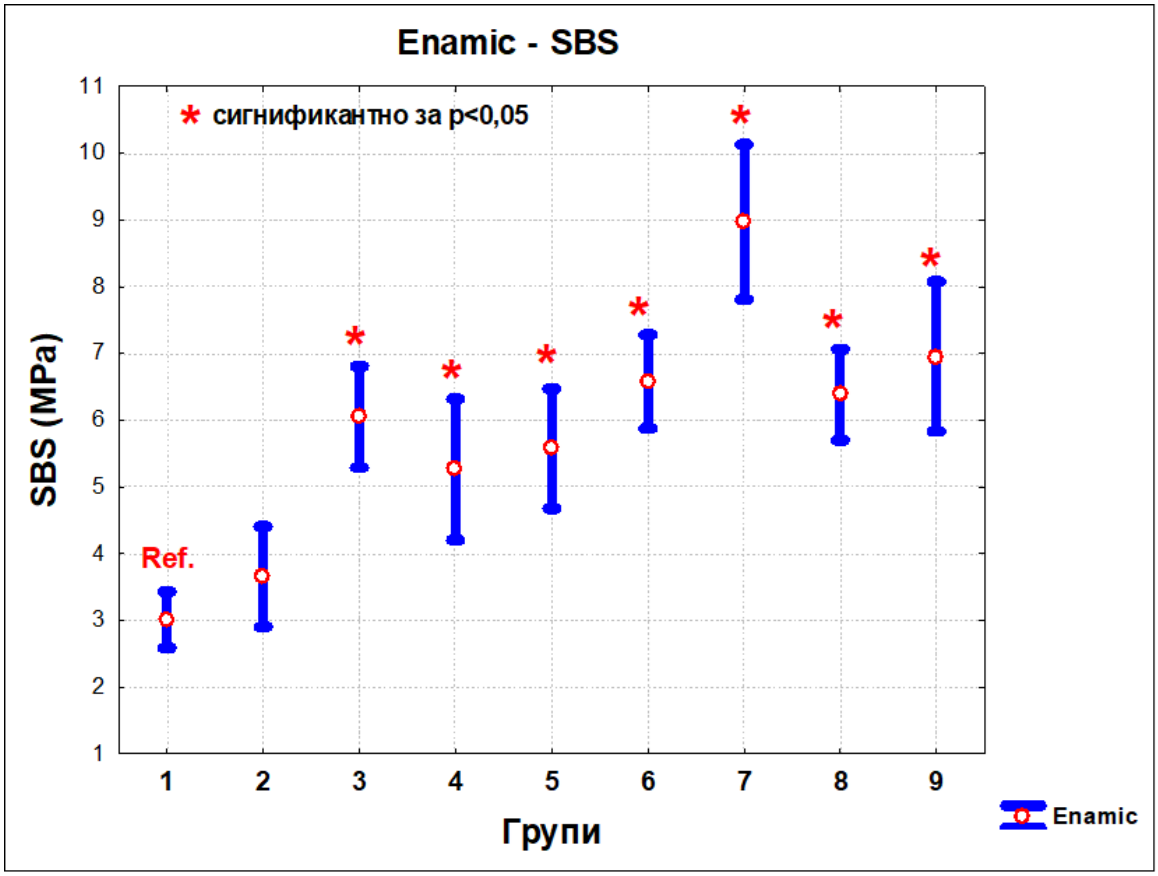
Група 1: контролна; Група 2: 37% H_3PO_4 ; Група 3: 4% HF; Група 4: 29 µm Al_2O_3 ; Група 5: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 ; Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер; Група 7: 4% HF + прајмер; Група 8: 29 µm Al_2O_3 + прајмер; Група 9: 30 µm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер.

Post Hoc Test *сигнификантно за $p<0,05$

6.5.2.1. Споредба на Група 1 со останатите групи – Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 1 – контролна со останатите осум групи од хибридната керамка Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 8-9 и Графикон 37):

- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,9196$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0009$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 5: 30 μm зрна Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0002$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 6:- 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 1: контролна споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$).

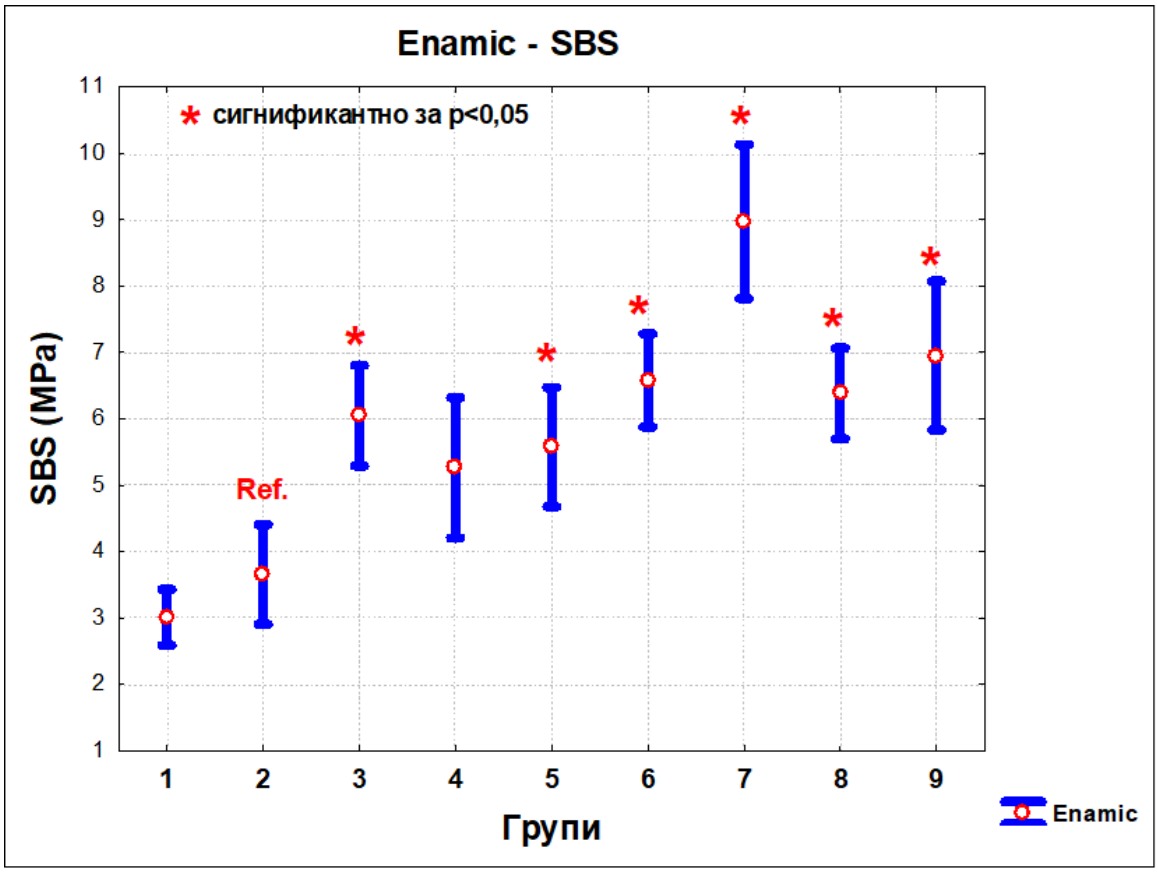


Графикон 37. Споредба на Група 1 со други групи според SBS кај Vita Enamic.

6.5.2.2. Споредба на Група 2 со останати групи – Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 2: 37% H_3PO_4 со останатите осум групи од Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 8-9 и Графикон 38):

- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 1: контролна ($p=0,9196$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0004$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 4: 29 μm зрна Al_2O_3 ($p=0,0720$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 5: 30 μm зрна Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0096$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 8: 29 μm зрна Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0002$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 2: 37% H_3PO_4 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0001$);

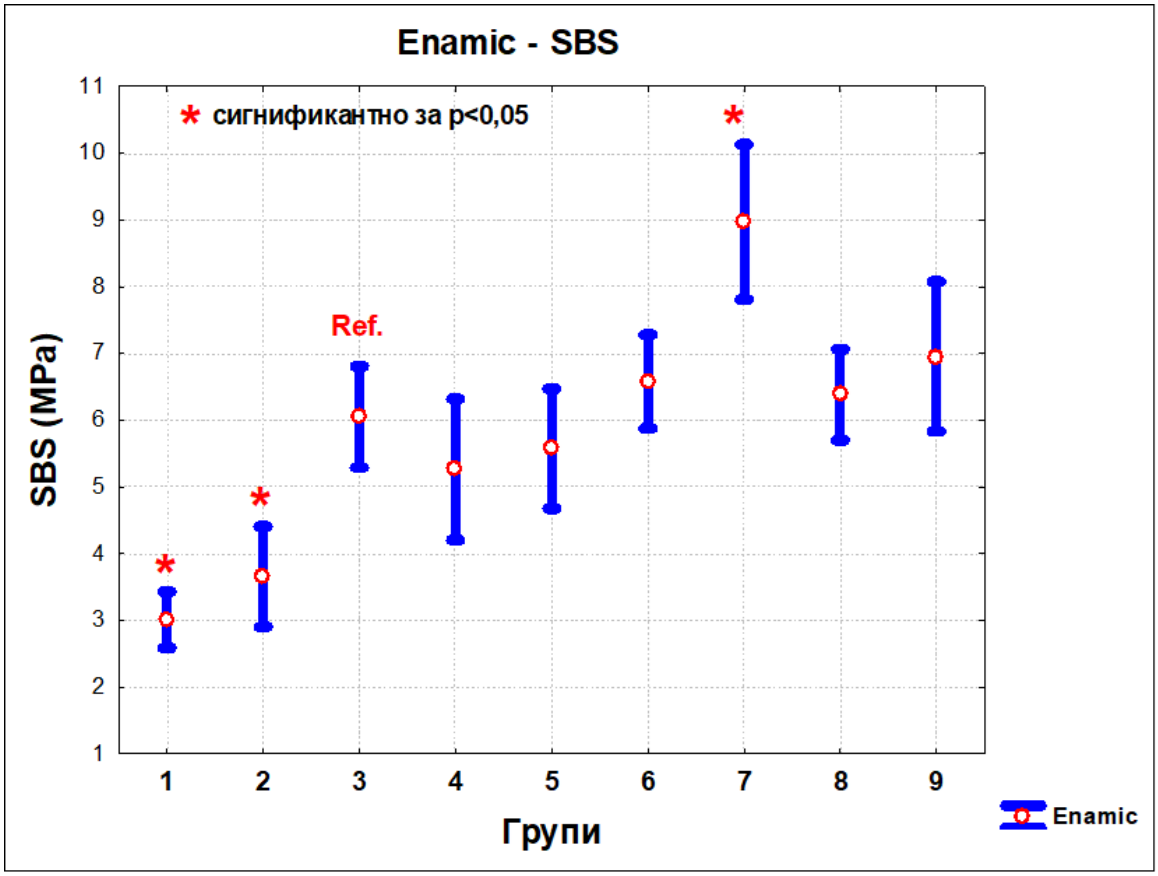


Графикон 38. Споредба на Група 2 со другите групи според SBS кај Vita Enamic.

6.5.2.3. Споредба на Група 3 со останатите групи - Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 3: 4% HF со останатите осум групи од Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, amicco Post Hoc Test беше утврдено (Таб. 8-9 и Графикон 39):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0004$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,7905$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,9824$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,9589$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 3: 4% HF споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,9985$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала јачина на SBS кај Група 3 - 4% HF споредено со Група 9 - 30μm зрна Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,5939$);

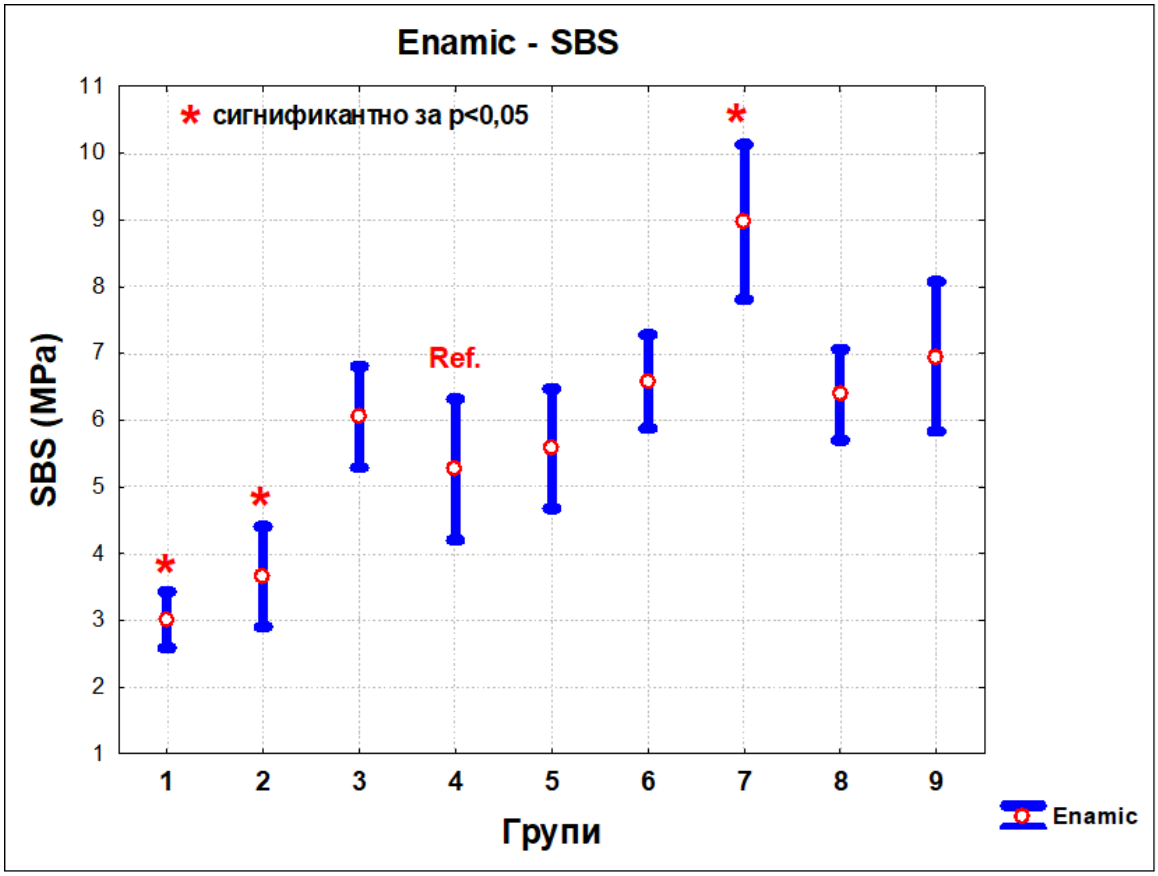


Графикон 39. Споредба на Група 3 со другите групи според SBS кај Vita Enamic.

6.5.2.4. Споредба на Група 4 со останатите групи - Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 4: 29 μm Al_2O_3 со останатите осум групи од Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдена (Таб. 8-9 и Графикон 40):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 1: контролна ($p=0,0009$);
- за $p>0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0720$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,7905$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,9824$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,9589$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,9985$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 4: 29 μm Al_2O_3 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,5939$).

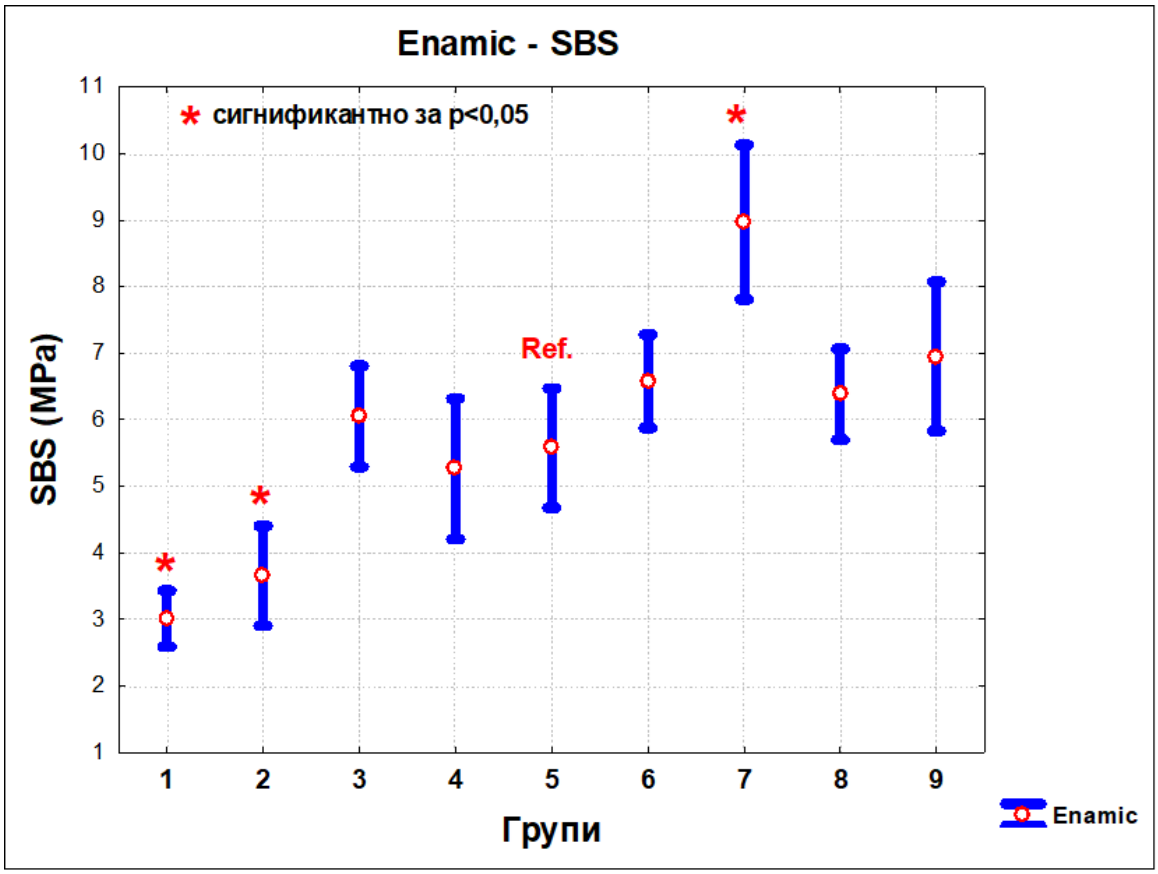


Графикон 40. Споредба на Група 4 со другите групи според SBS кај Vita Enamic.

6.5.2.5. Споредба Група 5 со останатите групи - Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 со останатите осум групи од Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдена (Таб. 8-9 и Графикон 41):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 1: контролна ($p=0,0002$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0096$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,9824$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,9994$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,4506$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,7590$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,1222$).

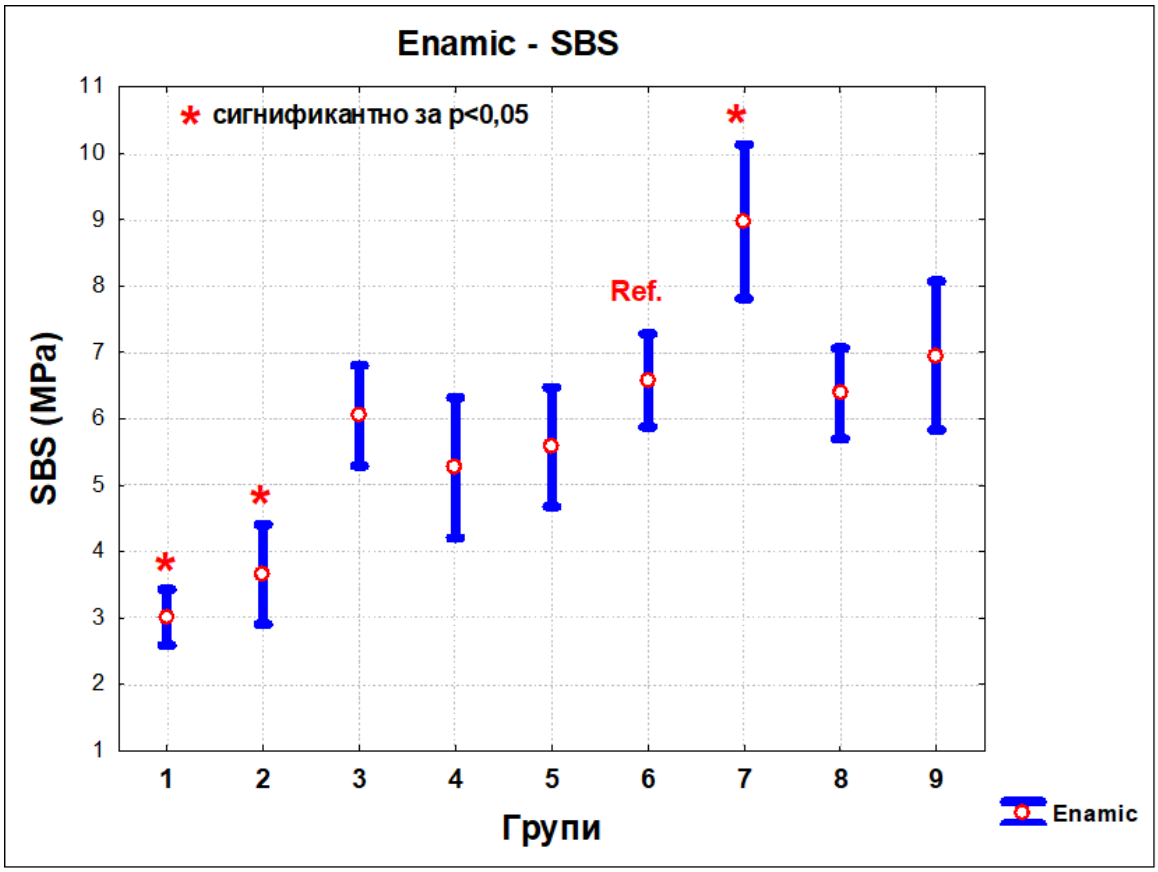


Графикон 41. Споредба на Група 5 со другите групи според SBS кај Vita Enamic.

6.5.2.6. Споредба на Група 6 со останатите групи - Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер со останатите осум групи од Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдена (Таб. 8-9 и Графикон 42):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,9589$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,1708$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,4506$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0004$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=1,0000$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,9964$).

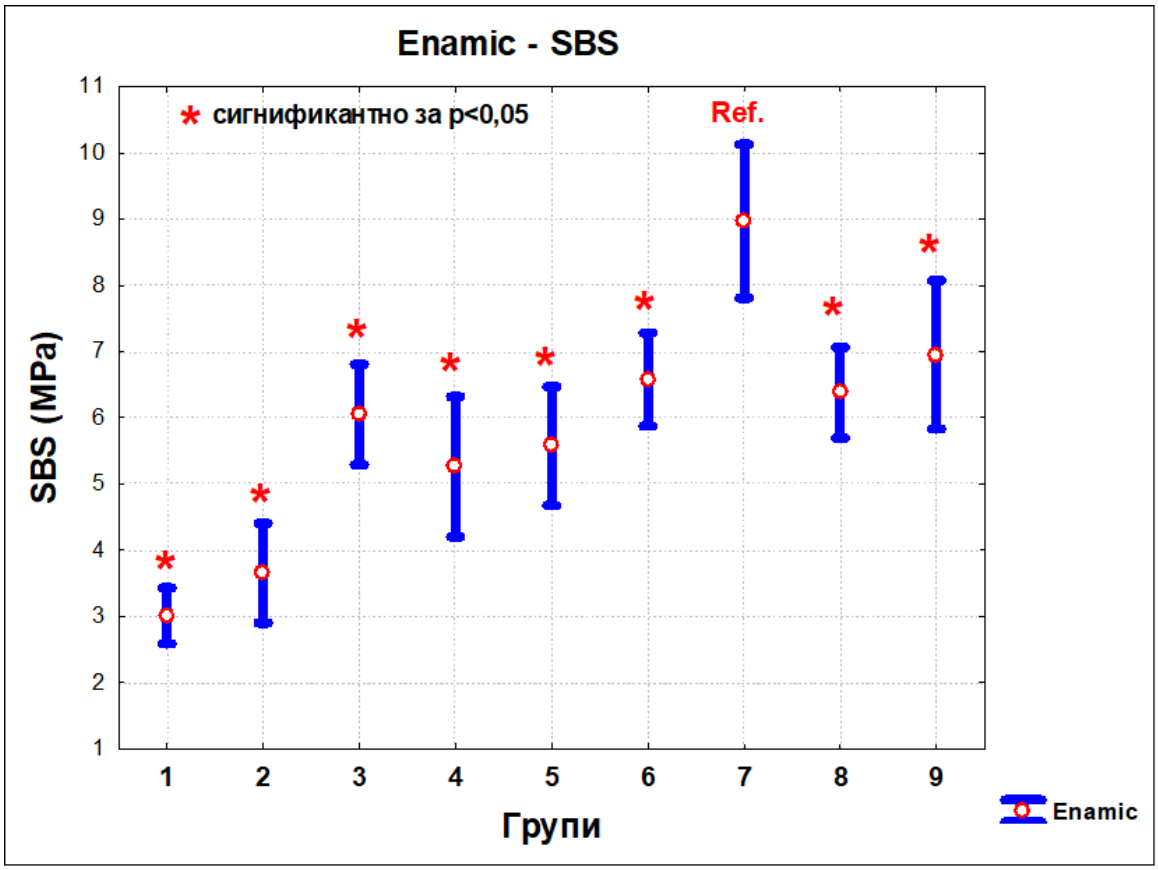


Графикон 42. Споредба на Група 6 со другите групи според SBS кај Vita Enamic.

6.5.2.7. Споредба на Група 7 со останатите групи - Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 7: 4% HF + прајмер со останатите осум групи од Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдена (Таб. 8-9 и Графикон 43):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 5 – 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,0004$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,0002$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 7: 4% HF + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,0054$).

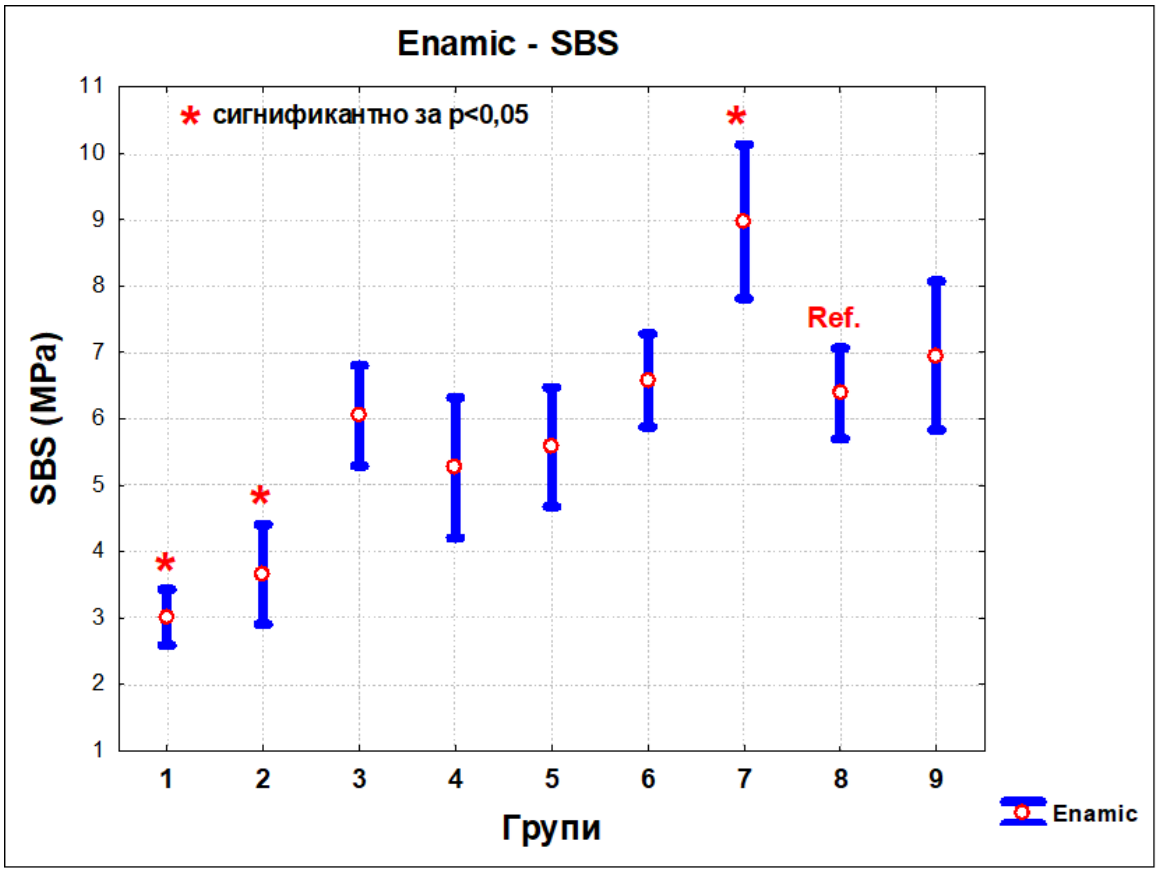


Графикон 43. Споредба на Група 7 со другите групи според SBS кај Vita Enamic.

6.5.2.8. Споредба на Група 8 со останатите групи - Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер со останатите осум групи од Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдена (Таб. 8-9 и Графикон 44):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0002$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,9985$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,4010$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,7590$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=1,0000$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0002$);
- за $p>0,05$, несигнификантно помала SBS кај Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер споредено со Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер ($p=0,9563$).

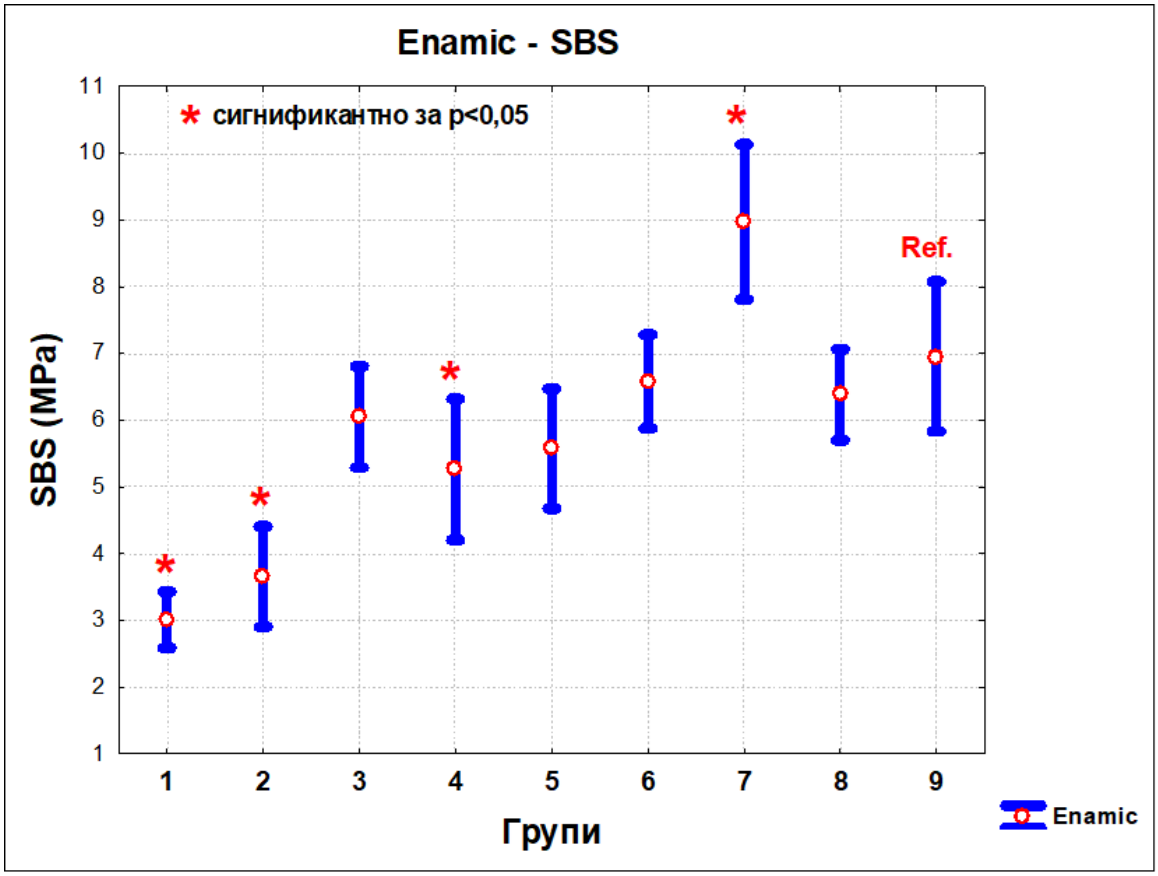


Графикон 44. Споредба на Група 8 со другите групи според SBS кај Vita Enamic.

6.5.2.9. Споредба на Група 9 со останатите групи - Vita Enamic

Врз основа на направената споредба помеѓу Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер со останатите осум групи од Vita Enamic во однос на јачината на силата на смолкнување – SBS, со Post Hoc Test беше утврдена (Таб. 8-9 и Графикон 45):

- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 1: контролна ($p=0,0001$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 2: 37% H_3PO_4 ($p=0,0001$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема поголем SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 3: 4% HF ($p=0,5939$);
- за $p<0,05$, сигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 4: 29 μm Al_2O_3 ($p=0,0347$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 5: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 ($p=0,1222$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 6: 37% H_3PO_4 + прајмер ($p=0,9965$);
- за $p<0,05$, сигнификантно помала SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 7: 4% HF + прајмер ($p=0,0054$);
- за $p>0,05$, несигнификантно поголема SBS кај Група 9: 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер споредено со Група 8: 29 μm Al_2O_3 + прајмер ($p=0,9563$).



Графикон 45. Споредба на Група 9 со другите групи според SBS кај Vita Enamic.

6.6. Одредување на типот на фрактура

Одредувањето на типот на фрактурата по делувањето на силата на смолкнување и дебондирањето на керамичките брекети, беше спроведено на секој примерок, со помош на светлосен микроскоп со зголемување од 60 пати.

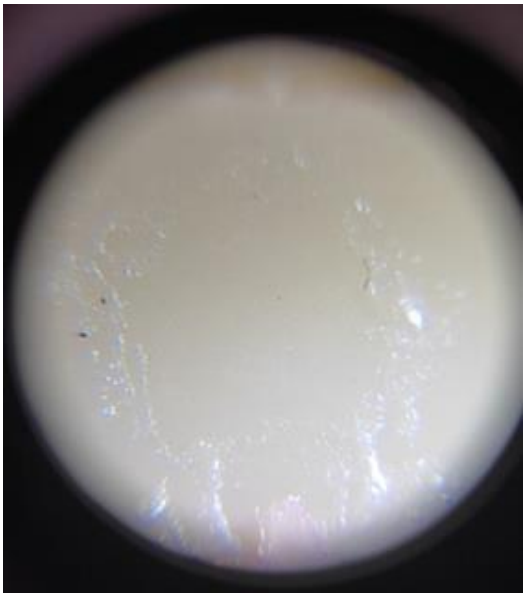
За ***атхезивни*** се сметаа оние фрактури при кои фрактурната површина беше локализирана на меѓуграничната површина – помеѓу бондирачката површина на керамичкиот примерок и средството за цементирање (Сл. 27 а).

За ***кохезивни*** се сметаа оние фрактури при кои пукнатината, која настана под дејство на силата на смолкнување, пропагираше низ цементниот слој при што и двете бондирачки површини (керамичката површина и базата на брекетата), по дебондирањето, беа покриени со цементен слој (Сл. 27 б).

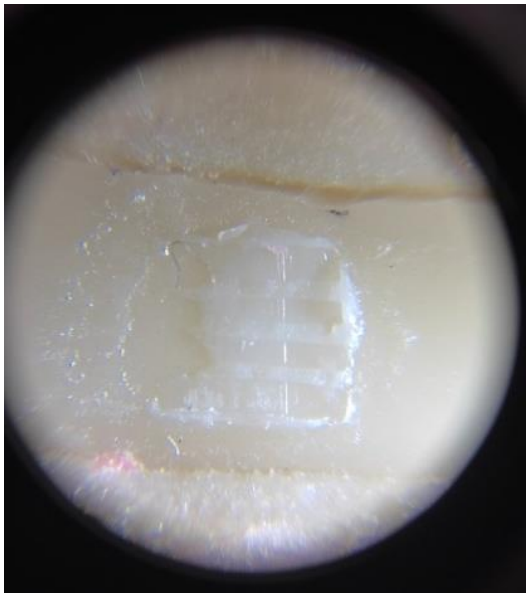
Доколку кај примероците зе забележаа и двата типа на фрактури (атхезивна и кохезивна), тогаш истите се нотираа како примероци со ***мешовит тип на фрактура*** (Сл. 27 в).

По спроведувањето на тестот за одредување на силата на смолкнување и дебондирањето, се забележаа и примероци со ***мешовит тип на фрактура*** и постоење на ***фрактуриран дел од керамичката брекета*** сè уште бондиран за керамичката површина (Сл. 27 г).

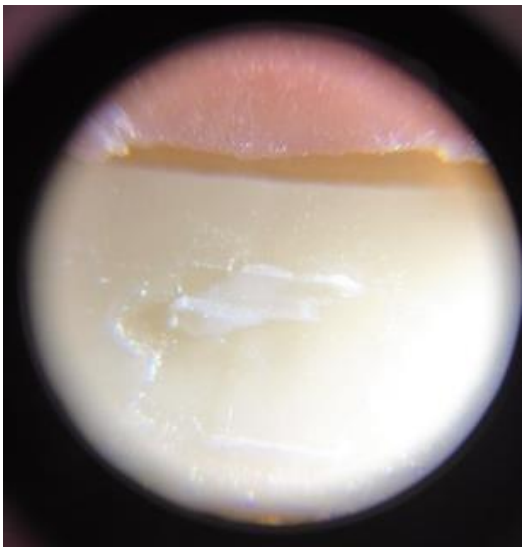
Репрезентативни примероци на керамички плочки, за секој од горенаведените типови на фрактура, беа селектирани, сликани и прикажани на Слика 27.



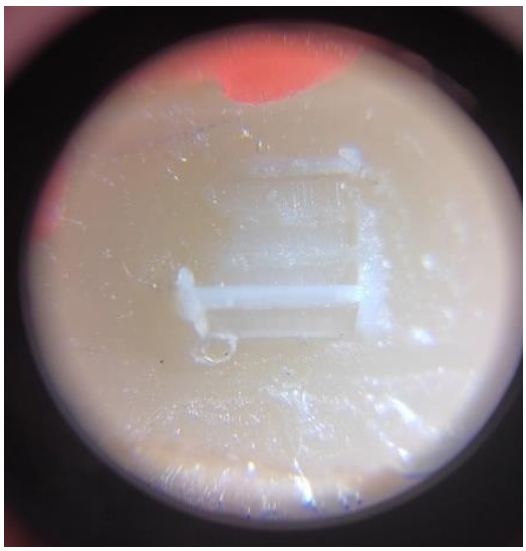
а)



б)



в)



г)

Слика 27. Светлосна микроскопија (зголемување 60x) на бондирачката површина по спроведување на SBS тестот и дебондирање на керамичката брекета; тип на фрактура: а) атхезивна, б) кохезивна, в) мешовита, г) мешовита со фрактурирана керамичка брекета.

Типовите на фрактури според процентуалната застапеност за одреден третман и тип на керамика се прикажани процентуално во Табелите 10, 11, 12 и 13.

Табела 10. Приказ на типот на фрактура по дебондирањето на керамичките брекети од керамичките површини кај Vita Mark II.

Vita Mark II			
	Атхезивни (%)	Кохезивни (%)	Мешовити (%)
Група 1	100	/	/
Група 2	100	/	/
Група 3	77,7	11,1	11,1
Група 4	100	/	/
Група 5	100	/	/
Група 6	/	66,6	33,3
Група 7	/	85,7	14,3
Група 8	22,2	66,6	11,2
Група 9	/	100	/

Табела 11. Приказ на типот на фрактура по дебондирањето на керамичките брекети од керамичките површини кај IPS e.max CAD.

IPS e.max CAD			
	Атхезивни (%)	Кохезивни (%)	Мешовити (%)
Група 1	100	/	/
Група 2	100	/	/
Група 3	100	/	/
Група 4	100	/	/
Група 5	100	/	/
Група 6	28,5	43	28,5
Група 7	42,8	14,4	42,8
Група 8	71,4	14,3	14,3
Група 9	12,5	62,5	25

Табела 12. Приказ на типот на фрактура по дебондирањето на керамичките брекети од керамичките површини кај Vita YZ.

Vita YZ			
	Атхезивни (%)	Кохезивни (%)	Мешовити (%)
Група 1	100	/	/
Група 2	100	/	/
Група 3	100	/	/
Група 4	100	/	/
Група 5	100	/	/
Група 6	/	77,7	22,3
Група 7	/	87,5	12,5
Група 8	/	71,4	28,6
Група 9	/	100	/

Табела 13. Приказ на типот на фрактура по дебондирањето на керамичките брекети од керамичките површини кај Vita Enamic.

Vita Enamic			
	Атхезивни (%)	Кохезивни (%)	Мешовити (%)
Група 1	100	/	/
Група 2	100	/	/
Група 3	77,7	11,1	11,1
Група 4	66,6	/	33,4
Група 5	100	/	/
Група 6	/	77,7	22,3
Група 7	25	50	25
Група 8	/	62,5	37,5
Група 9	11,1	77,7	11,1

6.7. Евалуација на површинската микроморфологија – скенирачка електронска микроскопија (SEM)

Третманите на керамичките бондирачки површини ја менуваат површинската морфологија и релјефност, која зависно од видот на третманот и типот на керамиката е поизразена, помалку изразена или малку изразена.

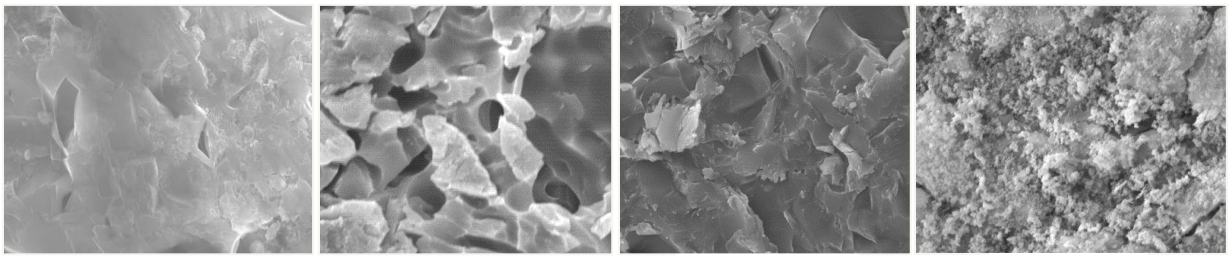
Генерално, третманите што се користеа за механичка алтерација на керамичките површини (нагризување со киселини или песочење), предизвикаа поголеми морфолошки промени на третираните површини, со релјефност манифестирана во вид на вдлабнатини, бразди и пукнатини – поплитки или подлабоки, сè до добивање на комплексна три-димензионална структура. При тоа, третманот спроведен со 37% фосфорна киселина предизвика помалку изразена промена на површинската морфологија, за разлика од 4% флуороводородна киселина која имаше особено изразен ефект врз релјефноста на силикатните керамики – фелдспатната керамика Vita Mark II и литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD, како и врз хибридната керамика со композитна матрица Vita Enamic. Нагризувањето со киселини имаше незначителен ефект врз површинската морфологија на циркониум диоксидната керамика Vita YZ. Песочењето пак, спроведено со алуминиум оксидни зрна со големина од 29 μm предизика разорување на керамичките површини.

Методот за механичко-хемиска алтерација на керамичките површини – силикатизацијата, спроведена со алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид со големина од 30 μm, предизвика слична релјефност и површинска микроморфологија кај сите типови на керамика.

Спротивно, третманот за хемиска алтерација – апликацијата на универзален прајмер предизвика незначителна (едвај приметлива) промена на морфологијата која претходно беше постигната со примена на методите за механичка алтерација, поради што добиените фотомикрографии не се вметнати во Резултатите.

6.7.1 Скенирачка електронска микроскопија на примероците од Vita Mark II

По спроведените третмани на специјално за оваа намена подготвени примероци од фелдспатната керамика Vita Mark II беа снимени следните фотомикрографии (Сл. 28):



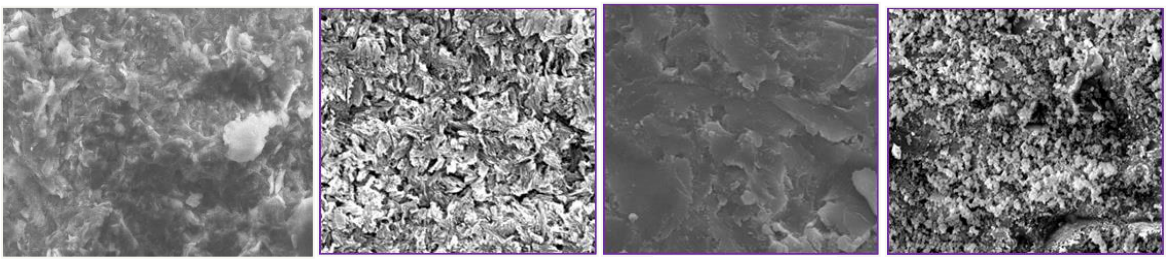
а) б) в) г)

Слика 28: SEM (x 5000) на бондирачката површина на фелдспатната керамика Vita Mark II по спроведените третмани со: а) 37% H_3PO_4 киселина; б) 4% HF киселина; в) 29 μm Al_2O_3; г) 30 μm CoJet.

Анализата на фотомикрографијата на примерокот третиран со 37% фосфорна киселина укажа на незначителни микроморфолошки промени на третираната површина. Од друга страна, третирањето со 4% флуороводородна киселина резултира со голем број на вдлабнатини и пори со различна големина и форма и експонирање на керамички честички со неправилна форма. Површината по песочењето со алуминиум оксидните зрна се карактеризира со груба морфологија со вдлабнувања и испакнувања со неправилна форма како резултат на импакт на алуминиум оксидните зрна и кршење на керамичките честички и стаклената основа. Силикатизирањето предизвика големи морфолошки промени на бондирачката површина при што скоро целата површина беше покриена со силикатните остатоци од силикатно-модифицираните алуминиум оксидни зрнца.

6.7.2 Скенирачка електронска микроскопија на примероците од IPS e.max CAD

По спроведените третмани на примероците од литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD подготвени за снимање со скенирачката електронска микроскопија, беа анализирани следните фотомикрографии (Сл. 29):



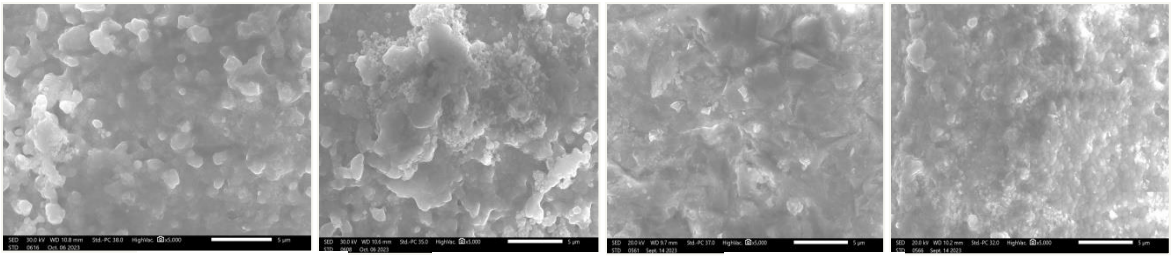
а) б) в) г)

Слика 29: SEM (x 5000) на бондирачката површина на литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD по спроведените третмани со: а) 37% H_3PO_4 киселина; б) 4% HF киселина; в) 29 µm Al_2O_3; г) 30 µm CoJet.

На SEM фотомикрографијата на примерокот од IPS e.max CAD третиран со 37% фосфорна киселина се забележува нерамна површина со благи вдлабнувања и микрорелјеф претставен со препознатливи интактни кристали. По третманот со 4% HF киселина покрај големиот број на бразди се забележуваат и голем број на експонирани литиум дисиликатни кристали, со назначени граници, насочени во различни правци, меѓусебно испреплетени. Ваквата морфологија е резултат на растворањето на стаклестата матрица, во која инаку се потопени кристалите. По песочењето на бондирачките површини со алуминиум оксидни зрна, површината е нерамна, со вдлабнатини и испакнувања со неправилна форма. На дното од вдлабнатините можат да се забележат фрактурирани парчиња настанати по ударот на абразивните честички. По силикатизација, керамичката површина е изразито нерамна, прекриена со многу ситни честички што потекнуваат од силикатно-модифицираниот песок.

6.7.3 Скенирачка електронска микроскопија на примероците од Vita YZ

По спроведените третмани на примероците од циркониум диоксидната керамика Vita YZ подготвени за снимање со SEM, беа анализирани следните фотомикрографии (Сл. 30):



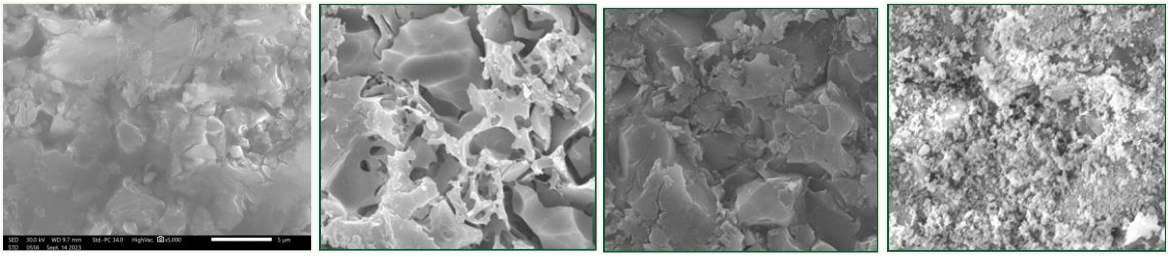
а) б) в) г)

Слика 30: SEM (x 5000) на бондирачката површина на циркониум диоксидната керамика Vita YZ по спроведените третмани со: а) 37% H_3PO_4 киселина; б) 4% HF киселина; в) 29 µm Al_2O_3; г) 30 µm CoJet.

Поради инертноста на циркониум диоксидната керамика и киселинската резистентност при третманите со 37% фосфорна киселина и 4% флуороводородна киселина не се забележуваат површински промени на микроморфолошкиот релјеф на бондирачката површина. Керамичките кристали се интактни и густо пакувани без видливи промени од типот на бразди и пори. Од друга страна, песочењето со алуминиум оксидни зрна предизвика формирање на пори, површината е рапава, кристалите не се интактни, а може да се забележи и минимално присуство на резидуи од алиминиум оксидните гранули. Спротивно, по силикатизирањето, се нотираат интактни кристали, со изразено присуство на силикатни зрнца кои остануваат и се инкорпорираат во керамичката површина при ударот на силикатно-модифицираните алуминиум оксидни зрна на површината.

6.7.4 Скенирачка електронска микроскопија на примероците од Vita Enamic

По спроведените третмани на примероците од хибридната керамика Vita Enamic подготвени за снимање со SEM, беа анализирани следните фотомикрографии (Сл. 31):



а) б) в) г)

Слика 31: SEM (x 5000) на бондирачката површина на хибридната керамика Vita Enamic по спроведените третмани со: а) 37% H_3PO_4 киселина; б) 4% HF киселина; в) 29 µm Al_2O_3; г) 30 µm CoJet.

На фотомикрографијата снимена од примерокот на хибридната керамика Vita Enamic третирана со 37% фосфорна киселина се забележува нерамна површина на композитната матрица во која се „потопени“ керамичките партикли чии граници не се распознаваат лесно. На само мали ареи појасно се забележуваат засебни керамички честички. Третирањето со 4% флуороводородна киселина остава силна трага врз морфологијата на површината на оваа хибридна керамика, која покажува изразита рапавост: на самата површина - постоење на тродимензионална структура со голем број перфорации со различна големина што всушност претставува композитна матрица, и керамички партикли со различни димензии и јасни граници под неа. По песочењето со алуминиум оксидни зрна површината е изразито рапава, со бројни вдлабнатини и испакнувања со различна големина и неправилна форма. По силикатизирањето, целата површина е рапава, покриена со ситни честички.

7. ДИСКУСИЈА

Со оглед на поместувањето на старосната граница за спроведување на фиксна ортодонтска терапија кон повозрасната популација, современата ортодонција опфаќа третирање и на дентиција која многу често е реставрирана со керамички реставрации (вестибуларни фасети – ламинати и коронки). Целта на овој магистерски труд беше да ја докаже зависноста помеѓу типот на керамичкиот материјал и различните третмани за алтерација и кондиционирање на бондирачките површини, врз јачината на поврзување на ортодонтските керамички брекети. Во истражувањето беа вклучени керамички материјали – претставници на четирите типа на керамики, со подготвени вкупно 263 примероци: фелдспатна керамика – Vita Mark II застапена со 62 примероци, стакло керамика, литиум дисиликатна керамика – IPS e.max CAD застапена со 67 примероци, циркониум диоксидна керамика – Vita YZ застапена со 71 примерок и хибридна керамика – Vita Enamic застапена со 63 примероци. За секој од четирите типа на керамички материјали беа спроведени девет различни третмани за кондиционирање на бондирачките површини.

За испитување на јачината на врската создадена помеѓу керамичките површини и ортодонтските керамички брекети беше користена силата на смолкнување. Ортодонтските брекети се бондираат на вестибуларните површини на забите кои се најмногу изложени на дејството на вертикални сили продуцирани при мастикаторниот акт. Ударниот клип (при испитувањето на силата на смолкнување) се движи во вертикален правец, во спроведениот експеримент паралелно со бондирачките површини, имитирајќи ги на тој начин мастикаторните сили кои делуваат врз бондираните ортодонтски брекети. Од тие причини, тестот на смолкнување се смета за најадекватен во испитувањето на реализираната врска помеѓу бондирачките површини на керамичките материјали и бондираните ортодонтски брекети.

Од добиените резултати генерално може да се воочи дека висока јачина на бондирање се забележа кај групите на примероци каде беа спроведени механичко-хемиски методи за алтерација на керамичките бондирачки површини (употреба на киселина или воздушна абразија, со апликација на прајмер) за четирите типа на керамички материјали. Пониска јачина на врзување се постигна кај примероците кои беа подложени единствено на механичките методи за алтерација (нагризување со киселина или воздушна абразија), без кондиционирање со прајмер (со исклучок на хибридната керамика поради композитната матрица во својот состав). Спротивно, најниски просечни вредности за јачината на бондирање се забележаа кај примероците чии површини беа само

деглазирани користејќи дијамантски борер со фина гранулираност на зрната – контролните групи, што значи дека доколку керамичките бондирачки површини не се алтерираат и кондиционираат, тогаш не може да се очекува доволна јачина на бондирање со ортодонтските брекети.

Литературните податоци покажуваат дека употребата на прајмер како единствен третман за кондиционирање на керамичките површини, при што се создаваат хемиски врски со композитниот цемент, не обезбедува долготрајна адекватна јачина на бондирање поради подложноста на хемиските врски кон хидролиза [47]. Токму поради тоа, третманот на керамичките површини само со прајмер беше исклучен од ова истражување.

По спроведената статистичка анализа на вредностите добиени за јачината на врзување на керамичките брекети за бондирачките површини на фелдспатната керамика **Vita Mark II**, може да се забележат следните релации: деглазирањето на керамичките површини со дијамантски борер (контролна група) оствари несигнификантно помала јачина на бондирање во споредба со третманите кои се состоеја од нагризување со 37% фосфорна (H_3PO_4) киселина, или песочење со 29 μm алуминиум оксидни (Al_2O_3) зрна (Групи 2 и 4); во споредба со сите останати третмани, со деглазирањето се оствари сигнификантно послаба врска помеѓу керамиката и брекетите. Во спроведеното истражување, најјака врска од 9.68 MPa се нотираше во групата 7, каде примероците беа третирани со 4% флуороводородна (HF) киселина по што следеше кондиционирање со универзалниот прајмер Monobond Plus. Постигнатата врска беше сигнификантно појака во споредба со оние кои се остварија при спроведување на сите останати третмани, освен при нагризувањето со 37% H_3PO_4 киселина проследено со кондиционирање со прајмер (несигнификантна разлика). Од тука можеме да заклучиме дека двата третмани кои се состоеја од нагризување со киселина (37% H_3PO_4 или 4% HF киселина) проследено со кондиционирање, обезбедија слична јачина на бондирање на ортодонтските брекети за керамичката површина. Имајќи ја во предвид токсичноста и корозивниот потенцијал на флуороводородната киселина [14] и фактот што целата постапка за фиксирање на брекетите се изведува интраорално од една страна, и сличната јачина на врска која ја обезбедуваат и двете киселини од друга страна, некои автори препорачуваат користење на фосфорната киселина. Според Türkkahraman [40] најјака врска на бондирање на брекетите се обезбедува со третирање на фелдспатната керамика со 9.6% HF киселина проследено со кондиционирање со прајмер, а слаба при песочење со Al_2O_3 зрна проследено со кондиционирање [40]. Резултатите од ова истражувањето се совпаѓаат со резултатите од истражувањето спроведено за овој магистерски труд. Од друга страна, Ajlouni [39] утврдил сигнификантно послаба врска на бондирање постигната при третирање со 37% H_3PO_4 киселина проследено со кондиционирање со прајмер, во споредба со нагризувањето со 9.6% HF

киселина во комбинација со прајмер, што не се совпаѓа со резултатите добиени во овој магистерски труд. Ова може да се должи на разликите при поставувањето на методологијата на работа; имено Ajlouni тестирал метални, а не керамички брекети, и деглазирањето го вршел со песочење на керамичките површини со 50 μm алуминиум оксидни зрна во траење од 5 секунди, а не со дијамантски борер како во овој случај. Третманот кој се состоел од третирање со флуороводородна киселина и кондиционирање со прајмер обезбедил најјака врска на бондирање, но истовремено предизвикал и најголеми оштетувања на керамичките површини при дебондирањето [39].

По спроведената статистичка анализа на вредностите добиени за јачината на врзување на керамичките брекети за бондирачките површини на литиум дисиликатната керамика **IPS e.max CAD** може да се забележат следните релации: деглазирањето на керамичките површини со дијамантски борер (контролна група) оствари несигнификантно помала јачина на врзување во споредба со третманите кои се состоеја од нагризување со 37% H_3PO_4 киселина, песочење со 29 μm Al_2O_3 зрна или со силикатизирање (Групи 2, 4 и 5). Сигнификантно помала јачина на врската се нотираше при споредба со останатите групи. Она што може да се забележи од резултатите е дека третманите кои се базираат исклучиво на постигнување на механичка ретенција не обезбедуваат доволна јачина на бондирање - од 0,43 MPa (дијамантски борер) до 2,65 MPa при нагризување со HF киселина што е и за очекување, бидејќи HF киселината продуцира површина со најголема микроретентивна моќ; сепак оваа морфологија сама за себе, без кондиционирање со прајмер, не ја обезбедува потребната врска за бондирање. Во спроведеното истражување најјака врска на бондирање од 8.27 MPa се нотираше во групата 9, каде примероците беа прво силикатизирани, а потоа кондиционирани со прајмер. И во студијата на Jungbauer et al. [48] се докажува најголемата ефикасност на третманот кој се состои од силикатизација проследено со кондиционирање со прајмер извршен врз силикатните керамики (леуцитна и литиум дисиликатна) во споредба со сите останати третмани, што се совпаѓа со резултатите добиени од ова истражување. Овој третман обезбеди сигнификантно подобра врска меѓу брекетите и керамичките површини во споредба со сите останати третмани, освен оние кои се состоеја од нагризување на керамиките со некоја од киселините проследено со кондиционирање (Групи 6 и 7). Со оглед на фактот што споменатите три третмани обезбедуваат слична јачина на бондирање на брекетите за керамичките површини (од 7,40 MPa до 8,27 MPa), третирањето на реставрациите со фосфорна киселина проследено со силанизација би можело да претставува алтернативен третман, доколку во ординацијата недостига системот за силикатизација CoJet или се избегнува употребата на каустичната флуороводородна киселина.

По спроведената статистичка анализа на вредностите добиени за јачината на врзување на керамичките брекети за бондирачките површини на циркониум диоксидната керамика **Vita YZ** може да се забележат следните релации: деглазирањето на керамичките површини со дијамантски борер (контролна група) оствари несигнификантно помала јачина на врзување со брекетите во споредба со сите третмани со кои се обезбедува механичка алтерација на површините: нагризување со 37% H_3PO_4 киселина или 4% HF киселина, песочење или силикатизација (Групи 2, 3, 4 и 5). Значи, слично како и за литиум дисиликатната керамика, со методите за механичка алтерација на бондирачките површини, не се постигнува задоволителна врска помеѓу брекетите и циркониум диоксидната керамика, што пред сѐ се должи на поликристалниот состав на керамиката и густото „пакување“ на кристалите. И анализата на фрактурните површини по дебондирањето на брекетите го потврдуваат горенаведеното – постоење на атхезивен тип на фрактура во 100% од испитуваните примероци. Спротивно на ова, сите третмани кои по механичката алтерација вклучија и менување на хемискиот состав на керамичките површини остварен преку аплицирањето на универзалниот прајмер, обезбедија слични, силни бондирачки врски (од 7,86 MPa за песочењето + прајмерот до 9,32 MPa за силикатизирањето + прајмерот). Кај дебондираните примероци од овие четири групи не се забележа ниту една атхезивна фрактура; повеќето од нив беа од кохезивен карактер, фрактура низ цементниот слој, со 100 процентна застапеност кај примероците од деветтата група.

Хемиската инертност на циркониум диоксидната керамика и киселинската резистентност поради недостатокот на силициум диоксидните молекули во нејзиниот состав, се причини поради кои во литературата постои генерален став дека единствениот начин за активирање на површината на циркониум диоксидните реставрации е преку воздушна абразија изведена или со алуминиум оксидни зрна или алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид. Според Yang et al. [47] воздушната абразија со алуминиум оксидни зрна без употреба на прајмер остварува сигнификантно мала јачина на бондирање. Од друга страна, песочењето на циркониум диоксидната керамика со Al_2O_3 зрна проследено со кондиционирање со прајмер обезбедува адекватна јачина на бондирање со композитните цементи. Авторите во истото истражување докажале дека употребените прајмери како единствен метод на кондиционирање на циркониум диоксидната керамика обезбедиле иницијално адекватна јачина на бондирање со композитниот цемент, но таквата врска се покажала како неводоотпорна чија јачина драстично се намалува со текот на времето. Оттука авторите заклучуваат дека иако хемиските средства (прајмери) се одговорни за остварување на врската со циркониум диоксидната керамика, ваквата врска може да се оствари само по претходно механичко кондиционирање на керамичката

површина по пат на воздушна абразија; со песочењето се зголемува површинската рапавост, се чисти површината од органски молекули и истата станува приемчива за остварување на врска со хемиските средства [47]. Методот на силикатизација во комбинација со силанизацијата (прајмери на база на силан) ја прави површината на циркониум диоксидната керамика реактивна за врзување со композитните цементи. Heikkinen докажува дека повисоката кинетичка енергија при силикатизацијата, овозможува поголем дел од силикатните честички да се инкорпорираат на површината на циркониум диоксидната керамика при што површината станува хемиски активна со можност за остварување на врска со хемиските агенси (прајмери); на тој начин се зголемува јачината на бондирање помеѓу циркониум диоксидната керамика и композитните цементи [49].

По спроведената статистичка анализа на вредностите добиени за јачината на врзување на керамичките брекети за бондирачките површини на хибридната керамика **Vita Enamic**, може да се забележат следните релации: алтерирањето на керамичките површини со дијамантски борер (контролна група) оствари најмала јачина на врската, слична единствено со третманот кој се состоеше од нагризување на керамиките со 37% H_3PO_4 киселина (Група 2). Сите останати третмани обезбедија сигнификантно појака врска помеѓу брекетите и керамичките површини. Во спроведеното истражување најјака врска на бондирање помеѓу ортодонтските брекети и бондирачките површини, од 8,97 MPa, се утврди кај примероците од Групата 7 кои беа третирани со 4% HF киселина по што следеше кондиционирање со прајмер (Monobond Plus). Јачината на изградената врска е сигнификантно поголема во однос на врските кои беа изградени со примена на сите останати методи. Резултатите од ова истражување се совпаѓаат со резултатите добиени од студијата на Kara et al. каде се докажува дека флуороводородната киселина во комбинација со прајмер е ефикасен метод за кондиционирањето на површината на хибридната керамика. Користењето на 9% HF киселина доведува до разложување на органските и на неорганските компоненти на хибридната керамика, при што се формира униформна, микропорозна површинска морфологија погодна за пенетрација на прајмерот и композитниот цемент. Дополнително, во оваа студија е докажано дека ортофосфорната киселина обезбедува оптимална јачина на бондирање и може да се користи во третманот на керамичките површини како алтернатива на флуороводородната киселина со цел избегнување на сите нејзини токсични влијанија врз живите ткива [37].

Во литературата, опишана е примената на флуороводородната киселина во ортодонтски цели во комбинација со силанизација (прајмер на база на силан) како метод на кондиционирање на керамичките површини при што се добива и микромеханичка, и хемиска ретенција на ортодонтските брекети. Резултатите добиени од ова истражување укажуваат дека ефектот од третирањето на керамичките површини со 4% флуороводородна киселина зависи од типот на

керамичкиот материјал. Така, третирањето на керамичките површини на фелдспатната и хибридната керамика со 4% HF киселина, обезбедува сигнификатно појака врска на бондирање во однос на површините кои биле третирани со 37% фосфорна киселина (за Vita Mark II p=0,0001 и за хибридната керамика Vita Enamic p=0,0004). Доколку се третира литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD, тогаш 4% HF киселина гради несигнификантно поголема јачина на бондирање во однос на примероците третирани со 37% H_3PO_4 киселина (p=0,1235), а несигнификатно помала јачина на бондирање кај циркониум диоксидната керамика Vita YZ (p=1,0000). Јачината на бондирање постигната при третирање со една од понудените киселини е со најмала вредност кај циркониум диоксидната керамика што значи дека кај овој вид керамички материјал употребата само на киселина (4% HFA – 0,561 MPa или 37% H_3PO_4 киселина - 0,605 MPa) не обезбедува доволна јачина на бондирање на керамичките ортодонтски брекети. Според Schmage P et al. јачината на бондирање од 6 до 10 MPa е доволна за обезбедување на адекватна врска помеѓу брекетите и керамичките површини за што се доказ и фрактурите од кохезивен тип [43]. Од тука може да се заклучи дека примената на 4% HF киселина може да обезбеди доволна јачина на бондирање на керамичките брекети кај керамичките реставрации изработени од фелдспатна керамика – Vita Mark II (5,62 MPa) или хибридна керамика – Vita Enamic (6.05 MPa).

Апликацијата на прајмер кој има задача да обезбеди дополнителни хемиски врски на површината со микроретенции постигнати со песочење или нагризување со киселина, доведе до очекувано зголемување на јачината на бондирање за сите четири вида керамички материјали. Студиите на Cheung et al., Lopes et al., Bomicke et al. покажуваат дека употребата на прајмер ја зголемува врската со композитните цементи [50][51][52]. Но според Zachrisson, прајмерот употребен самостојно не обезбедува задоволителна јачина на бондирање на ортодонтските брекети за керамичките површини и од тие причини потребна е комбинација на различни методи за конционирање. Несигнификантно помала јачина на бондирање се забележува кај керамиките кои беа третирани со 37% H_3PO_4 киселина и кондиционирани со прајмер, во споредба со керамиките кои беа третирани со 4% HF киселина и кондиционирани со прајмер за фелдспатната керамика – Vita Mark II (p=0,2174) и литиум дисиликатната керамика – IPS e.max CAD (p=0,9268); несигнификантно поголема јачина на бондирање е забележана кај циркониум диоксидната керамика (p=0,9999) и сигнификантно помала јачина на бондирање кај хибридната керамика – Vita Enamic (p=0,0004). Добиените резултати се совпаѓаат со истражувањата на Mehmeti et al. каде се докажало дека употребата на флуороводородната киселина со цел нарапавување на површината на циркониум диоксидната или литиум дисиликатната керамика не доведува до сигнификантно појака врска на бондирање во споредба со ортофосфорната киселина проследена

со апликација на прајмер. Понатаму, флуороводородната киселина може да ја ослаби површинската структура на керамиката, а земајќи го во предвид корозивното и токсично влијание врз оралната слузница, авторите сметаат дека флуороводородната киселина не е најдобар метод за кондиционирање на литиум дисиликатната и циркониум диоксидната керамика. Од ортодонтска гледна точка и двете киселини во комбинација со прајмерот обезбедуваат адекватна јачина на бондирање помеѓу керамиката и брекетите [53]. Слични резултати се добиени и во истражувањето на Abu Alhaija, каде не се забележала сигнификантна разлика во јачината на врската на металните и керамичките брекети за керамиките IPS Empress 2 и In-Ceram третирани со флуороводородна киселина и оние со фосфорна киселина. Според Faltermeier et al. ортофосфорната киселина не е токсична, ниту корозивна, а во комбинација со силанот обезбедува адекватно бондирање на брекетите врз керамичките површини [54].

Larmour et al. пак, споредувајќи го дејството на двете киселини, ја испитувале јачината на врската при бондирање на брекети врз керамички реставрации користејќи два различни типа на цементи за бондирање, композитен или глас јономерен цемент. Утврдиле дека композитниот цемент обезбедува појака бондирачка врска во споредба со глас јономерниот цемент, но не забележале сигнификантна разлика кога керамичките површини биле третирани со 37% H_3PO_4 киселина, односно со 9.6% HF киселина [55]. Резултатите од оваа магистерска работа укажаа дека јачината на бондирачката врска е сигнификантно поголема доколку по третирањето со една од киселините следи кондиционирање со прајмер (H_3PO_4 + прајмер или HF + прајмер), во споредба со јачината на врската која се остварила само по третирањето со една од киселините (37% H_3PO_4 или 4% HF). Исклучок се примероците од хибридната керамика Vita Enamic кои биле третирани со 37% H_3PO_4 киселина и прајмер (Група 6) кај кои јачината на остварената врска е несигнификантно поголема од онаа која се остварила кога третирањето се состоело од нагризување со 4% HF киселина (Група 3 за p=0,9589).

Сигнификантноста на зголемената јачина на бондирање кај примероците кои по третирањето со киселина беа кондиционирани и со прајмер, јасно укажува на потребата од користење на универзален прајмер при подготовката на керамичките реставрации за бондирање на ортодонтските брекети. Ова е од особена важност доколку на фиксниот ортодонтски третман претходел протетички третман со циркониум диоксидни реставрации. Резултатите од овој магистерски труд недвосмислено покажаа дека третманите со кои се постигнува само механичка алтерација на бондирачките површини на циркониум диоксидните реставрации, вклучувајќи ја и силикатизацијата, не обезбедуваат адекватна јачина на бондирање на керамичките брекети; прајмерот, создавајќи и хемиски врски, ги надградува и појачува врските остварени со микромеханичка

ретенција на цементот во микропорозностите добиени со механички третман на циркониум диоксидот.

Флуороводородната киселина ја разложува стаклената матрица од керамичката реставрација при што третираната површина станува нерамна, со изразена микроморфологија. Дамнешните ставови во однос на користењето на висока концентрација од оваа киселини - 9.6% HFA, како што било предложено од Calamia во далечната 1983 година, денес повеќето автори ги напуштаат. Со зголемување на процентот на кристалната фаза во керамичкиот состав, како што е случајот со циркониум диоксидната керамика, влијанието на флуороводородната киселина се намалува поради недостатокот на стаклена фаза врз која истата делува и ја разложува. Истовремено, поради високата токсичност и корозивното дејство кое го има флуороводородната киселина при допир со оралните ткива и можноста за брзо предизвикување на некроза, се ограничува нејзиното користење во in vivo услови. Од друга страна 37% фосфорна киселина не ја нагризува керамичката површина и не предизвикува нејзини физички и морфолошки промени, туку ефектот на ортофосфорната киселина е во неутрализирање на алкалноста на апсорбираната вода врз керамичките реставрации во усната празнина и на тој начин создавање хемиски услови за подобро делување на силанот [56]. Според Bourke et al. не постои сигнификантна разлика во јачината на бондирање на ортодонтските брекети врз фелдспатни коронки постигната со 9.6% HF киселина, во споредба со 37% H_3PO_4 киселина, кога по третирањето со киселините следело кондиционирање со прајмер. Дополнително, тие утврдиле понизок индекс на фрактура на керамичките површини по дебондирањето на брекетите кај примероците кои биле третирани со H_3PO_4 киселина. Понискиот индекс на фрактура на керамиката третирана со ортофосфорна киселина, како и несигнификантната разлика во јачината на бондирање постигната со флуороводородната киселина, се причини поради кои авторите даваат предност на третманот со ортофосфорна киселина. Ортофосфорната киселина сама по себе не обезбедува доволна јачина на бондирање на ортодонтските брекети врз керамичките површини, но во комбинација со хемиските врски остварени при силанизацијата се овозможуваат услови за добивање на адекватна јачина на бондирање на брекетите.

Силанот како една од компонентите на прајмерите, кој гради хемиски врски помеѓу неорганската керамичка површина и органските компоненти на атхезивните цементи, овозможува создавање на супериорни бондирачки сили што е докажано со истражувањата на Lacy et al., Kao и Johnston, Whitlock et al. Јаките бондирачки сили добиени по апликацијата на силанот ја зголемуваат можноста за кохезивни фрактури при фазата на дебондирање што е докажано од страна на Andreasen и Stieg, како и Newman. Поради тоа заклучоците од студијата на Bourke et al. се дека најдобриот баланс помеѓу оптимална јачина на бондирање и

избегнувањето на сериозни оштетувања на керамичката површина при дебондирање на брекетите се постигнува со третманот кој се состои од третирање со 37% ортофосфорна киселина во времетраење од 60 секунди, по што следи кондиционирање со прајмер [57].

Еден од методите за механичка алтерација на бондирачките површини на керамичките реставрации е воздушна абразија со алуминиум оксидни (Al_2O_3) зрна – песочење; овој метод се смета за алтернатива на третманот со флуороводородна киселина [58][59]. Но, песочењето изведено со Al_2O_3 зрна доведува до зголемен ризик за генерирање на пукнатини во керамиката. Поради тоа користењето на алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид – Al_2O_3 x SiO_2 (CoJet) кои имаат заоблена форма, и се без остри рабови, го намалуваат ризикот од создавање пукнатини на керамичката површина [60]. Поради менувањето на хемискиот состав на третираните површини по извршената воздушна абразија со овој тип на зрна, односно наталожување на силикати, овој третман уште се нарекува силикатизација. Резултатите од овој магистерски труд укажуваат на сличниот ефект кој се постигнува со двата метода за воздушна абразија на бондирачките површини (песочењето со 29 μm Al_2O_3 зрна или силикатизација со 30 μm Al_2O_3 x SiO_2) врз јачината на бондирање на керамичките брекети за сите четири типа на испитувани керамики; со песочењето се остварила несигнификантно помала јачина на бондирање во споредба со силикатизацијата. Доколку воздушната абразија, песочењето или силикатизацијата, се применуваат како единствени методи за кондиционирање на керамичките површини, без кондиционирање со прајмер, не се обезбедува доволно силна врска помеѓу ортодонтските брекети и керамичките површини: фелдспатна керамика – 1,59 Mpa/2,23 MPa; литиум дисиликатна керамика – 1,52 MPa/1,91 MPa, циркониум диоксидна керамика – 1,58 MPa/1,77 MPa. Повисоки просечни вредности за јачината на бондирање по песочењето, односно силикатизацијата, се забележаа само кај хибридната керамика – 5,26 MPa/5,57 MPa.

Во случаи кога методите за воздушна абразија (песочењето со 29 μm Al_2O_3 зрна или силикатизација со 30 μm Al_2O_3 x SiO_2) се проследени и со кондиционирање со прајмер (Групи 8 и 9), несигнификатно помала јачина на бондирање (за Al_2O_3 + прајмер) се забележа кај хибридната керамика (6,38 MPa / 6,95 MPa), фелдспатната керамика (6,62 MPa / 7,39 MPa) и циркониум диоксидната керамика (7,86 MPa / 9,32 MPa), додека разликата е сигнификантна, во корист на силикатизацијата и кондиционирањето, единствено кај литиум дисиликатната керамика (6,69 MPa / 8,27 MPa).

Прајмерот како средство со кое се градат хемиски врски, игра значајна улога во зголемувањето на јачината на бондирање на брекетите, особено во случаи кога се аплицира на керамички површини кои веќе биле алтерирани по

механички пат - со воздушна абразија. Така, јачината на бондирање постигната по кондиционирање со прајмер на површините кои претходно беа испесочени или силикатизирани (Al_2O_3 + прајмер или Al_2O_3 x SiO_2 + прајмер) е сигнификантно поголема во споредба со примероците кои беа само испесочени (со 29 μm Al_2O_3 зрна) или само силикатизирани (со 30 μm Al_2O_3 x SiO_2 зрна): Vita Mark II - Група 8 VS Група 4: 6,62 MPa / 1,59 MPa и Група 9 VS Група 5: 7,39 MPa / 2,23 MPa; IPS e.max CAD (Група 8 VS Група 4: 6,69 MPa / 1,52 MPa и Група 9 VS Група 5: 8,27 MPa / 1,91 MPa) и Vita YZ (Група 8 VS Група 4: 7,86 MPa / 1,58 MPa и Група 9 VS Група 5: 9,32 MPa/ 1,78 MPa). Прикажаните резултати укажуваат дека механичката алтерација на керамичките бондирачки површини со воздушна абразија (песочење или силикатизација) е неефикасен метод за бондирање на керамичките брекети. Исклучок е хибридната керамика Vita Enamic, која има композитна матрица во својот состав, и каде кондиционирањето со прајмер не предизвика значајно зголемување на јачината на бондирање по песочењето или силикатизирањето на бондирачките површини.

И материјалот од кој се изработени ортодонтските брекети има влијание врз јачината на бондирање за керамичките реставрации. Одредени автори сметаат дека металните брекети, поради ретентивниот микрорелјеф на нивната база, остваруваат подобра механичка ретенција за керамичките површини преку цементите за бондирање, а со тоа и јачината на бондирање е поголема. Од друга страна, постои став дека современите керамички брекети, поради високата транслуцентност, овозможуваат подобра светлосна полимеризација на цементите за бондирање и оттука повисока јачина на врската. Меѓутоа, при дебондирање на керамичките брекети по завршувањето на ортодонтскиот третман, доколку јачината на бондирање била висока поради кондиционирањето на керамичките бондирачки површини, може да настане фрактура на брекетите, која се должи на ригидноста на керамичкиот материјал. Кохезивен тип на фрактури кои вклучија и фрактура на керамичките брекети, беше забележано во мал број на примероци при спроведувањето на експериментот – аплицирање на силата на смолкнување со цел одредување на јачината на бондирање.

Доколку дојде до ова во клинички услови, фрактурираниот дел, кој сè уште би бил цврсто бондиран за керамичката реставрација, ќе треба да се отстрани. Ова би значело дополнителен ангажман на ортодонтот, но и поголема можност за оштетување на реставрацијата. Затоа, се препорачува внимателна селекција на методот за подготовка на бондирачката површина на керамичките реставрации, внимателно отстранување на вишокот на атхезивен цемент при бондирањето на брекетите, но и огромна внимателност при отстранување на керамичките брекети по завршувањето на фиксниот ортодонтски третман и користење на специјални клешти за дебондирање. Појавата на фрактури на керамичките брекети се смета за нивен единствен недостаток.

Одредувањето на оптималниот третман за кондиционирање на керамичките реставрации во голема мера зависи од анализата и одредувањето на типот на фрактурата по извршеното дебондирање. Атхезивниот тип на фрактура најчесто настанува при постоење на послаби бондирачки сили помеѓу керамичките површини и ортодонтските брекети; при анализа на керамичката површина со светлосна микроскопија, не се забележува остаток од цементот за бондирање на бондирачката површина. Кохезивниот тип на фрактура, од друга страна, почесто се забележува кај оние примероци кои биле третирани со методи кои остваруваат појаки бондирачки сили со ортодонтските брекети, при што на керамичката површина се забележува остаток од цементот за бондирање; во некои случаи можат да се забележат и делови од фрактурираните керамички брекети кои останале бондирани за керамичката површина. Од истражувањето спроведено на различните керамички материјали и различните методи за кондиционирање на керамичките површини, се увиде дека атхезивните фрактури најчесто се застапени кај групите каде не се користел прајмер со кои се градат и хемиски врски, но третманот се состоел само од методи за остварување на механичка ретенција (Група 1 - Група 5); исклучок се керамичките примероци од Vita Mark II и Vita Enamic кои беа третирани со HF киселина (Група 3) и каде се забележа присуство на кохезивни фрактури. Аналогно, кохезивните фрактури се позастапени во групите примероци кај кои беше користен и прајмер (Група 6 – Група 9) со исклучок на примероците од IPS e.max CAD чиј третман се состоеше од песочење со алуминиум оксидни зрна и кондиционирање со прајмер (Група 8) каде најголемиот процент од фрактури беа од атхезивен тип.

8. ЗАКЛУЧОЦИ

Врз база на резултатите добиени од спроведеното истражување може да се заклучи дека различните методи за кондиционирање на керамичките бондирачки површини сигнификантно влијаат врз јачината на врската помеѓу керамичките ортодонтски брекети и различните керамички материјали при спроведувањето на фиксна ортодонтска терапија.

Најјака врска помеѓу керамичките брекети и керамичките реставрации се остварува кога по третманот со кој се постигнува механичка ретенција, следи апликација на универзален прајмер со кој се градат јаки хемиски врски.

Но, третманот за кондиционирање по чие спроведување се остварува најјака сила на бондирање на брекетите за кермичките реставрации, не секогаш претставува оптимален третман за одредена керамика поради појавата на кохезивни фрактури по дебондирањето на ортодонтските брекети; невнимателното отстранување на фрактурираната брекета или цементот за бондирање (кои остануваат атхерирани за керамичката површина), може да резултира со иреверзибилно оштетување на протетичката реставрација.

За оптимален третман се смета оној кој обезбедува јачина на бондирање од 6-10 MPa и атхезивен тип на фрактура по дебондирањето на ортодонтските брекети на крајот од ортодонтскиот третман.

При бондирање на керамички брекети на заби реставрирани со фелдспатната керамика Mark II, оптимален третман претставува нагризување на бондирачката површина со 4% флуороводородна киселина со што се обезбедува адекватна јачина на врската и во најголем процент атхезивен тип на фрактура при дебондирањето.

Бондирачката површина на реставрациите изработени од литиум дисиликатната керамика IPS e.max CAD треба да се испесочи со алуминиум оксидни зрна со големина од 29 μm и кондиционира со прајмер за да се обезбеди адекватна јачина на бондирање на керамичката брекета и во најголем процент атхезивен тип на фрактура при процесот на дебондирање.

При потреба од фиксен ортодонтски третман со керамички брекети кај пациенти со циркониум диоксидни реставрации, песочењето на бондирачката површина со 29 μm алуминиум оксидни зрна проследено со кондиционирање со универзален прајмер се смета за оптимален третман. Иако најголемиот процент од фрактурите се од кохезивен тип и во помал процент од мешовит тип, поради инертната природа и киселинската резистентност на циркониум диоксидната

керамика, воздушната абразија проследена со апликација на прајмер се смета како адекватен метод за кондиционирање на керамичката бондирачка површина.

Кај хибридната керамика Vita Enamic, оптимален третман за кондиционирање претставува силикатизација на бондирачката површина со 30 μm алуминиум оксидни зрна обложени со силициум диоксид или апликација на 4% флуороводородна киселина при што се обезбедува адекватна јачина на бондирање и во најголем процент атхезивен тип на фрактура.

Резултатите од ова истражување ќе ги збогатат не само сознанијата во научната јавност поврзани со оваа проблематика, но ќе овозможат и воспоставување на протоколи за работа при секојдневната професионална пракса на специјалистите по Ортодонција при спроведувањето на фиксен ортодонтски третман со керамички брекети на дентиција реставрирана со целосно керамички реставрации.

9. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА

1. Alzainal HA, Shehab Majud A, Al-Ani MA, Mageet OA. Orthodontic bonding: Review of the literature. International Jurnal of Dentistry 2018, 2020:8874909.
2. Birnie D. Ceramic brackets. British Journal of Orthodontics 1990, 17(1): 71–75
3. Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. The Angle Orthodontist 1990, 60(4): 269–276.
4. Eslamian L, Borzabadi-Farahani A, Mousavi N, Ghasemi A. The effects of various surface treatments on the shear bond strengths of stainless steel brackets to artificiallyaged composite restorations. Australian Orthodontic Journal 2011, 27(1): 28–32.
5. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 1993, 104(2): 170–179.
6. Verstrynge A, Willems G, Ghesquiere A. Clinical comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic bracket system. Orthodontics and Craniofacial Research 2004, 7(1): 15–20.
7. Ramakrishnaiah R, Alkheraif A, Divakar D, Matinlinna J, Vallittu P. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. International Journal of Molecular Sciences 2016, 17(6): 822.
8. Grewal Bach GK, Torrealba Y, Lagravere MO. Orthodontic bonding to porcelain: a systematic review. The Angle Orthodontist 2013, 84(3): 555–560.
9. Yucel MT, Aykent F, Akman S, Yondem I. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. Journal of Non-Crystalline Solids 2012, 358(5): 925–930.
10. Kato H, Matsumura H, Ide T, Atsuta M. Improved bonding of adhesive resin to sintered porcelain with the combination of acid etching and a two-liquid silane conditioner. Journal of Oral Rehabilitation 2001, 28(1): 102–108.
11. Chen J, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. Operative Dentistry 1998, 23: 250–257.
12. Harvard University DoCaCB. Guidelines for the Safe Use of Hydrofluoric Acid. Harvard University, Cambridge, MA, USA, 2013.
13. American Chemistry Council. Emergency Preparedness and Response Guidelines for Anhydrous Hydrogen Fluoride (Ahf) and Hydrofluoric Acid (hf), American Chemistry Council, Washington, DC, USA, 2018.
14. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Georgieva S. Hydrofluoric acid: burns and systemic toxicity, protective measures, immediate and hospital

medical treatment. Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences 2018, 6(11): 2257–2269.
15. Ozcan M, Allahbeickaraghi A, Dundar M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. Clinical Oral Investigations 2012, 16(1): 15–23.
16. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 1998, 114(4): 387–392.
17. Bascaran G, Veli I. Modern etching and bonding materials in orthodontics. Principles in Contemporary Orthodontics 2011, 181.
18. Khanehmasjedi M, Naseri MA, Khanehmasjedi S, Basir L. Comparative evaluation of shear bond strength of metallic brackets bonded with two different bonding agents under dry conditions and with saliva contamination. Journal of the Chinese Medical Association 2017, 80(2): 103–108.
19. Yavuz T, Ozyılmaz OY, Dilber E, Tobi ES, Kiliç HS. Effect of different surface treatments on porcelain-resin bond strength. Journal of Prosthodontics 2017, 26(5): 446–454.
20. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 1996, 109(4): 420–430.
21. Zhang ZC, Qian YF, Yang YM, Feng QP, Shen G. Bond strength of metal brackets bonded to a silica-based ceramic with light-cured adhesive. Journal of Orofacial Orthopedics 2016 , 77(5): 366–372.
22. Karan S, Buyukyılmaz T, Toroglu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: are there acceptable alternatives to conventional methods. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2007, 132(2): 7–14.
23. Kwak JY, Jung HK, Choi IK, Kwon TY. Orthodontic bracket bonding to glazed full-contour zirconia. Restorative Dentistry & Endodontics 2016, 41(2): 106–113.
24. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Ozcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2003, 123(5): 540–546.
25. Da Silveira BL, Paglia A, Burnett LH, Arai Shinkai RS, Eduardo CPD, Spohr AM. Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG laser, rocatec system, or aluminum oxide sandblasting. Photomedicine and Laser Surgery 2005, 23(6): 543–548.
26. Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JHN. Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. Brazilian Dental Journal 2003, 14(2):132-5.

27. Scaminaci Russo D, Cinelli F, Sarti C, Giachetti L. Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials. Dentistry Journal 2019, 7: 74.
28. Yang L, Chen B, Xie H, Chen Y, Chen C. Durability of Resin Bonding to Zirconia Using Products Containing 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate. Journal of Adhesive Dentistry 2018, 20: 279–287.
29. Lopes GC, Spohr AM, De Souza GM. Different Strategies to Bond Bis-GMA-based Resin Cement to Zirconia. Journal of Adhesive Dentistry 2016, 18: 239–246.
30. Bomicke W, Schurz A, Krisam J, Rammelsberg P, Rues S. Durability of Resin-Zirconia Bonds Produced Using Methods Available in Dental Practice. Journal of Adhesive Dentistry 2018, 18: 17–27.
31. Cheung GJ, Botelho MG. Zirconia Surface Treatments for Resin Bonding. Journal of Adhesive Dentistry 2015, *17*: 551–558.
32. Oliveira-Ogliari A, Collares FM, Feitosa VP, Sauro S, Ogliari FA, Moraes RR. Methacrylate bonding to zirconia by in situ silica nanoparticle surface deposition. Dental Materials 2015, 31: 68–76.
33. Xie H, Li Q, Zhang F, Lu Y, Tay FR, Qian M, Chen C. Comparison of resin bonding improvements to zirconia between one-bottle universal adhesives and tribochemical silica coating, which is better. Dental Materials 2016, *32*: 403–411.
34. Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. Journal of Prosthetic Dentistry 2015, 113:212–219.
35. Lung CY, Liu D, Matinlinna JP. Silica coating of zirconia by silicon nitride hydrolysis on adhesion promotion of resin to zirconia. Materials science & engeneering c materials for biological application 2015, 46: 103–110.
36. Angkasith P, Burgess JO, Bottino MC, Lawson NC. Cleaning Methods for Zirconia Following Salivary Contamination. Journal of Prosthodontics 2016, 25: 375–379.
37. Kara M, Demir Ö, Doğru M. Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets on Resin Nanoceramic Material With Different Surface Treatments. Turkish Journal of Orthodontics 2020, 33(2): 115-22.
38. Bishara S, Ajlouni R, Oonsombat C, Laffoon J. Bonding orthodontic brackets to porcelain using different adhesives/primers: a comparative study. World Journal of Orthodontics 2005, 6(1): 17-24.
39. Ajlounia R, Bisharab SE, Oonsombatc C, Solimand M, Laffoone J. The Effect of Porcelain Surface Conditioning on Bonding Orthodontic Brackets. Angle Orthodontist 2005, 75(5):858-64.
40. Türkkahraman H, Küçükesmen HC. Porcelain surface-conditioning techniques and the shear bond strength of ceramic brackets. European Journal of Orthodontics 2006, 28: 440–443.

41. Pinho M, Manso MC, Almeida RF, Martin C,Carvalho O, Henriques B, Silva F, Ferreira AP, Souza JCM. Bond Strength of Metallic or Ceramic Orthodontic Brackets to Enamel, Acrylic, or Porcelain Surfaces. Materials 2020, 13: 5197.
42. Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics 1996, 109:431-6.
43. Schmage P, Nergiz NV, Herrmann W, OzcanM, Nergiz I.Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedic 2003, 123(5): 540-546.
44. Hegde MN, Shruti B. An evaluation and comparison of shear bond strength of composite resin to dentin, using newer dentin bonding agents. Journal of Conservative Dentistry 2008, 11(2): 71–75.
45. Katsiropoulos CV, Chamos AN, Tserpes KI, Pantelakis SG. Fracture toughness and shear behavior of composite bonded joints based on a novel aerospace adhesive. Composites: Part B 2012, 43: 240–248.
46. Мијоска А (2015). Евалуација на врската помеѓу цирконијата и порцеланските маси за фасетирање. Докоторска дисертација, Стоматолошки Факултет, Скопје.
47. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. Dental materials 2010, 26: 44–50.
48. Jungbauer R, Kirschneck C, Hammer CM, Proff P, Edelhoff D, Stawarczyk B. Orthodontic bonding to silicate ceramics: impact of different pretreatment methods on shear bond strength between ceramic restorations and ceramic brackets. Clinical Oral Investigations 2022; 26(3): 2827–2837.
49. Heikkinen TT, Lassila VJL, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. Acta Odontologica Scandinavica 2007, 65: 241248.
50. Lopes GC, Spohr AM, De Souza GM. Different Strategies to Bond Bis-GMA-based Resin Cement to Zirconia. Journal of Adhesive Dentistry 2016, 18: 239–246.
51. Cheung GJ, Botelho MG. Zirconia Surface Treatments for Resin Bonding. Journal Adhesive Dentistry 2015, 17: 551–558.
52. Bomicke W, Schurz A, Krisam J, Rammelsberg P, Rues S. Durability of Resin-Zirconia Bonds Produced Using Methods Available in Dental Practice. Journal of Adhesive Dentistry 2018, 18: 17–27.
53. Mehmeti B, Kelmendi J, Ilijazi D, Bleron Azizi S, Jakovljević S, Haliti F, Anic Milosevic S. Comparison of Shear Bond Strength Orthodontic Brackets Bonded to Zirconia and Lithium Disilicate Crowns. Acta Stomatologica Croatica 2019, 53(1):17-27.

54. Faltermeier A, Reicheneder C, Götzfried P. Bonding Orthodontic Ceramic Brackets to Ceramic Restorations: Evaluation of Different Surface Conditioning Methods. Materials Science and Application 2013, 7:10–4.
55. Larmour C J, Bateman G, Stirrups D R. An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain. European Journal of Orthodontics 2006, 28:74–77.
56. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. American Journal of Dentistry 1993, 6: 155–158.
57. Bourke BM, Rock WP. Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Porcelain. British Journal of Orthodontics 1999, 26(4): 285-90.
58. Kocadereli I, Canay S, Akça K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics 2001, 119:617–620.
59. Falkensammer F, Freudenthaler J, Pseiner B. Influence of surface conditioning on ceramic microstructure and bracket adhesion. European Journal of Orthodontics 2012, 34:498–504.
60. Kelch M, Schulz J, Edelhoff D. Impact of different pretreatments and aging procedures on the flexural strength and phase structure of zirconia ceramics. Dental Materials 2019, 35:1439–1449.