

МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – СОФИЯ
ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА
Катедра „Протетична дентална медицина“

Д-р Спартак Спасов Янакиев

АДХЕЗИЯ НА КЕРАМИКА КЪМ КОМПОЗИТЕН МАТЕРИАЛ

Научна специалност 03.03.03.

Научен ръководител: Проф. Д-р Божидар Йорданов, доктор

Дисертационен труд за присъждане на образователна и научна степен
„доктор“

София, 2017 год.

Списък на съкращенията, използвани в текста

АК	- Алуминиева керамика
КДПЦ	- Композитен двойнополимеризиращ цимент
КМ	- Композиционен материал
КП	- Керамичен праймер
КСПЦ	- Композитен светлинно полимеризиращ цимент
КСЦ	- Композитен самоадхезивен цимент
КУЛС	- Керамика с увеличено левцитно съдържание
ЛДСК	- Литиево дисиликатна керамика
МК	- Металокерамика
МКомп	- Метал-композит
МП	- Метал-пластмаса
СЕМ	- Сканиращ електронен микроскоп
СЙЦ	- Стъкло-йономерен цимент
ССА	- Силанов свързващ агент
ФК	- Фосфорна киселина
ФП	- Фелдшпатов порцелан
ХСЙЦ	- Хибриден стъкло-йономерен цимент
ЦД	- Циркониев диоксид
ЦФЦ	- Цинк-фосфатен цимент
АНВ	- Амониев хидроген бифлуорид
АРФ	- Подкиселен фосфат флуорид
CAD/CAM	- Computer aided design/computer aided manufacturing
HF	- Флуороводородна киселина
γ-MPS, MPS	- 3-Метакрилокси пропил тримеокси силан

СЪДЪРЖАНИЕ

СЪДЪРЖАНИЕ	3
I. ВЪВЕДЕНИЕ	6
II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР	8
1. Исторически данни	8
2. Видове керамични материали – класификация	9
3. Фрактури на керамичните и металокерамичните реставрации	16
3.1. Поправка на фрактурирана керамика	19
3.2 Адхезия на композит към различните видове керамични материали	20
4. Адхезия между керамика и композит. Материали и фактори, които влияят върху нейната здравина	22
4.1. Механична и микромеханична обработка на керамиката	23
4.1.1. Струйно-абразивна обработка с двуалуминиев триоксид и силициев диоксид	23
4.1.2. Трибохимично силициево покритие	24
4.2. Химична обработка на керамиката	24
4.2.1. Получаване на флуороводородна киселина	24
4.2.2. Приложение на флуороводородната киселина в денталната медицина	24
4.2.3 Механизъм на действие на HF	25
4.2.4. Фактори, от които зависи ефективността на ецващата процедура и здравината на връзката между керамика и композит	26
4.2.5 Клинични ефекти и патофизиологични механизми на действие на HF	31
4.3. Силанови свързващи агенти	35
4.3.1. Видове силани	36
4.3.2. Механизъм на свързването	40

4.3.3. Фактори, от които зависи силанизацията	41
5. Тестове за определяне на здравината на връзката между керамика и композит.....	43
6. Анализ на литературния обзор.....	44
III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ.....	48
IV. МАТЕРИАЛ.....	49
V. МЕТОДИКИ.....	51
1. Методика по първа задача	51
2. Методика по втора задача	52
3. Методика по трета задача	58
4. Методика по четвърта задача.....	65
5. Методика по пета задача	71
6. Статистически методи	76
VI. РЕЗУЛТАТИ.....	77
1. Резултати по първа задача	77
2. Резултати по втора задача.....	115
3. Резултати по трета задача	130
4. Резултати по четвърта задача	133
5. Резултати по пета задача	137
VII. ОБСЪЖДАНЕ.....	143
1. Обсъждане по първа задача	143
2. Обсъждане по втора задача	154
3. Обсъждане по трета задача	158
4. Обсъждане по четвърта задача.....	161
5. Обсъждане по пета задача	167
VIII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ	171
1. Заключение по първа задача	172
2. Заключение по втора задача.....	174
3. Заключение по трета задача	176

4. Заключение по четвърта задача	177
5. Заключение по пета задача	179
IX. ИЗВОДИ.....	180
X. Библиография	182
XI. ПРИЛОЖЕНИЯ.....	213

I. ВЪВЕДЕНИЕ

Успехът на протетичните реставрации се определя от постигането в оптимална степен на функционалните, профилактичните и естетичните изисквания към тях. Дълготрайни резултати в това отношение се осигуряват чрез употребата на материали, като денталната керамика и композитните материали, които отговарят на тези изисквания.

Съществен фактор за клиничната дълготрайност на керамичните конструкции е тяхното фиксиране към твърдите зъбни тъкани. Ефективността на циментирането зависи от структурата и химичния състав на керамиката и цимента от една страна и подготовката на протезната конструкция и зъбните тъкани от друга. Самата подготовка също зависи от вида на цимента и материала, подлежащ на свързване към него. От друга страна сред най-често срещаните проблеми при металокерамичните и керамичните протезни възстановявания е фрактурирането на инкрустационния порцелан.

Композитите са материал на избор при циментиране на изцяло керамични конструкции и поправка на отчупена керамика. Адхезията им към керамичната повърхност се определя като микромеханична и/или химична и зависи от вида на композита и керамиката. Някои керамики са податливи на действието на ецващи агенти и могат да образуват химична връзка с композитните материали чрез посредничеството на силанов свързващ агент.

Употребата на флуороводородна киселина като ецващ агент е един от важните фактори за постигане на здрава и дълготрайна връзка между композит и керамика. Научните данни обаче показват категорично високия здравен риск за лекуващия екип и пациента, дължащ се на тежката клинична картина, която може да се развие при контакт на киселината с кожата и очите или попадането ѝ в храносмилателния тракт.

Решаването на този проблем е обект на изследване на няколко авторски колектива. Усилията са насочени към търсенето на подходящ температурен режим на постсиланизационно топлинно третиране на керамичната повърхност. Авторите обаче нямат единно мнение относно предложените температурни режими, което обуславя необходимостта от допълнителни проучвания на проблема.

Всичко това ни дава основание да считаме, че усилията в тази насока са оправдани и ще повишат качеството и дълготрайността на керамичните и металокерамичните протезни конструкции.

II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

1. Исторически данни

Порцеланът представлява фин, непорьозен материал, чието производство започва за първи път в Китай през 6-8 в. Първият успешен опит за получаването му в Европа е през 1709 г. в гр. Майсен от германския алхимик J. Bottger, след което производството му придобива широка популярност (1, 18).

През 1774 г. парижкият аптекар Alexis Duchateau в сътрудничество с парижкия зъболекар Nikolais Dubois de Chemant създават първите успешни порцеланови протези. Dubois de Chemant модифицира и подобрява свойствата на порцелановата смес. Въпреки това не са преодолени основните недостатъци свързани със свиването при изпичане и механичните качества на материала (268).

През 1808 г. Giuseppangelo Fonzi публикува метод за изработване на порцеланови зъби с включени в тях платинени крампони. Индивидуални керамични възстановявания се описват за първи път от Murphy през 1837 г. Използват се и методи за шлифоване на конструкциите от готови порцеланови зъби, с което се избягват проблемите свързани с платинената основа и свиването при изпичане (268). През 1885 г. Logan създава т.нар. Ричмондова корона, изпичайки порцелан върху платинен щифт. Charles H. Land използва високотопими фелдшпатови порцеланови маси, синтеровани върху адаптирано платинено фолио в газова пещ. През 1886 г. представя първия изработен по този метод инлей, а през 1889 г. патентова порцелановата обвивна корона, наречена още жакет корона, която се препоръчва и при девитализирани фронтални зъби (17, 246). Първата порцеланова фасета е описана от д-р Charls Pincus през 1928 г. (256). Правят се и опити за свързване на керамика към различни благородни сплави. През петдесетте години на 20 в. добавянето на левцит към състава

на фелдшпатовия порцелан (ФП) увеличава коефициента му на термично разширение и прави възможно свързването му към златна сплав (Brecker 1956), което поставя началото на изработването на металокерамичните (МК) конструкции (171). Малко по-късно, през 1962 г., Weinstein и Weinstein описват наличието на химична връзка между метала и порцелана, с което обясняват механизма на свързване между двата материала. Описани са различни варианти на металокерамични конструкции – с вестибуларно керамично покритие, с цялостно керамично покритие или с метални оклузални стопове (21, 96). В следващите десетилетия се развиват голям брой керамични материали с подобрени механични, естетични, физични и биологични качества, позволяващи изработването на голямо разнообразие от зъбопротезни конструкции, имплантати и надимплантатни надстройки.

2. Видове керамични материали – класификация

Класификацията на денталната керамика може да се направи по няколко признака – употреба или индикации, химичен състав, метод на обработка, температурен режим на синтероване, микроструктура и др. (42).

От практическа гледна точка най-подходяща е класификацията на Анастасов Ив., тъй като покрива основните класове съвременни дентални керамики (табл. 1).

Класификация на денталните порцеланови материали според химическия

им състав

Таблица 1

Автор Група	Anusavice K. ⁴² (2003)	Raghavan R.N. ²⁰⁷ (2012)	Анастасов Ив. ¹ (2013)
1	Алуминиеви	Силикатни керамики	Фелдшпатов порцелан
2	Циркониев диоксид (ЦД)	Оксидни керамики	Алуминиеви керамики(АК)
3	Силициево стъкло	Стъклокерамики	Стъклокерамики
4	Левцит базирана стъклокерамика		Циркониев диоксид
5	Литиево базирана стъклокерамика		

Фелдшпатов порцелан

Съвременните фелдшпатови порцелани се състоят предимно от фелдшпат – 75-85% и малки количества кварц и каолин. Предлагат се под формата на прахове, опаковани в стъклени или пластмасови бурканчета или блокчета за CAD/CAM (Computer aided design/computer aided manufacturing). Прахът представлява фрит, съдържащ още модификатори, оцветители, луминофори, пластификатори, органични оцветители (1).

Фелдшпатовата керамика притежава превъзходни естетични качества и възможност за изработването на протезни конструкции, които имитират в максимална степен оптичните характеристики на естествените зъбни тъкани. Основен негов недостатък са механичните му свойства – крехък материал, с твърдост по Vickers - VHN около 500, якост на натиск около 150 МПа, якост на опън около 35 МПа, якост на огъване - 57 – 95 МПа (1, 178, 198, 219). Поради тези причини изцяло от ФП се изработват високоестетични конструкции в области с малко натоварване, в това число микропротези, фасети, корони или се използва за инкрустация на материали с по-лоши оптични характеристики – метални сплави и високоякостни керамики.

Високоякостни керамики, изградени от кристална и стъкловидна фаза, съдържащи силициев диоксид.

Алуминиева керамика

Първата високоякостна керамика е създадена през 1965 г. от McLean и Hughes и представлява подсилен с 40 – 50 % двуалуминиев триоксид фелдшпатов порцелан. Якостта на огъване е 120-150 МПа в сравнение с около 60 МПа за фелдшпатовия порцелан (1, 256). Поради все още ниските механични качества, показанията са за коронки във фронталната област.

Високоякостни керамики, инфилтрирани със стъкло.

През 1984 г. се развива системата In-Ceram® Alumina (Vita, Zahnfabrik, BadSackingen, Germany) (101). Съдържанието на Al_2O_3 е 85%,

като кристалите са с размери между 2-5 μm . Извършва се предварително синтероване на кристалите Al_2O_3 , което създава порьозна структура. Пространствата между тях се запълват вторично с лантаново стъкло, което води до получаване на плътна структура с високи механични качества (119). За пълно възпроизвеждане на анатомичната форма и естетиката се използва инкрустационен порцелан. In-Ceram® Alumina има якост на огъване от 347 до 600MPa, като този показател е зависим от дебелината на тестваната керамика (37, 38, 104, 264). Клиничните показания са за единични корони във фронталната и дисталната област, като това е първата керамична система с показания за тричленни фронтални мостови конструкции.

Описани са няколко модификации на In-Ceram® системата. С оглед подобряване на оптичните качества се създава In-Ceram® Spinell. При нея двуалуминиевият триоксид е заменен с шпинел (MgAl_2O_4). Друг вариант на класическата In-Ceram® система е In-Ceram® Zirconia. При нея кристалната фаза се изгражда от около 69% двуалуминиев триоксид, а останалите около 31% са частици циркониев диоксид. На стъкловидната фаза се падат около 20-25% от цялата структура. Показанията са за обвивни корони и тричленни мостови конструкции във фронталната и дисталната област на съзъбието. Въпреки препоръките на производителите данните в научната литература не показват статистическа значима разлика в якостта на огъване между In-Ceram® Alumina и In-Ceram® Zirconia (53, 104). Други автори също установяват стойности на якостта на огъване на In-Ceram® Zirconia близки до тези на In-Ceram® Alumina - 302 – 385MPa. (157), като значение има начинът на повърхностна обработка – нанасяне на глазура и полиране чрез мехнична обработка.

Стъклокерамика

Стъклокерамиките представляват порцелани, които се оформят първоначално в стъкловидно състояние, а след това чрез подходяща

термична обработка, част от структурата на стъклото кристализира (1). Стъклокерамиките имат уникални механични и физични качества – здравина, трансlucentност, устойчивост на термични промени и възможност за обработване чрез CAD/CAM (англ. computer aided design/computer aided manufacturing) системи, пресоване или леене (80).

Ляга керамика - Dicos

През 1984 г. е представена първата дентална стъклокерамика – Dicos (Dentsply/Caulk, Milford, DE), чиято структура е съставена от 45 об.% стъкловидна фаза и 55 об.% кристална фаза. Тестовете за якост на огъване показват повишени стойности спрямо конвенционалния фелдшпатов порцелан - 105.8 – 240 МПа (71, 100, 177, 186). Въпреки това се установява ниска якост на опън (177, 201). Тези фактори налагат ограничението ѝ за конструкции в области с ниско натоварване.

Керамика с увеличено левцитно съдържание (КУЛС)

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) е стъклокерамичен материал с увеличено левцитно съдържание, което повишава устойчивостта му към разпространението на пукнатини. Структурата на материала след пресоването се състои от ок. 40 об.%, 1-5µm тетрагонални левцитни кристали, разположени сред стъкловидна матрица. КУЛС е със сравнително повишена якост на огъване спрямо фелдшпатовия порцелан - 101-177 МПа (35, 92, 282).

Литиево дисиликатна керамика (ЛДСК)

Към групата на стъклокерамиките се включва ЛДСК с първи представител Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). Тя се отличава с близо два до четири пъти по-висока якост на огъване от подсилената с левцит стъклокерамика – 265-407 МПа (35, 67).

Наследник на Empress 2 е представената през 2005 г. система IPS E.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). Тя се получава от кварц, литиев диоксид, фосфорен оксид, алуминиев оксид, калиев оксид,

оцветители и др. компоненти (1). Микроструктурата след термичната обработка включва около 70% игловидни кристали от литиев дисиликат.

IPS E.max се състои от няколко компонента, като литиево дисиликатната керамика е под формата на блокчета за пресоване - IPS E.max press или предназначени за CAD/CAM технология - IPS E.max CAD. Материалът се отличава с високи механични качества - IPS E.max press 330 – 400 МПа и 365 - 437 МПа за E.max CAD (58, 146). Предлага се в няколко варианта на полупрозрачност и е показан за протезиране с фасети, микропротези, корони и тричленни мостове в ненатоварени области.

Подсилен с циркониев диоксид литиев силикат

Наскоро беше представено ново поколение стъклокерамичен материал – Vita Suprinity (Vita, Zahnfabrik, BadSackingen, Germany). Чрез прибавянето на 10 % циркониев диоксид се получава първият по рода си подсилен с циркониев диоксид литиев силикат. Показанията са за изработването на микропротези, корони във фронталния и дисталния участък на съзъбието и имплантатни супраструктури чрез съвременните CAD/CAM технологии (289).

Описаните керамични материали включват в състава си силициев диоксид. Това означава, че те са податливи на ецване чрез различни киселинни агенти за керамика и могат да бъдат фиксирани към подлежащите зъбни тъкани с помощта на силанов свързващ агент (ССА), адхезивни системи и композитни цименти.

Високоякостни керамики, изградени изцяло от кристална структура, без съдържание на силициев диоксид

Циркониев диоксид

Циркониевият диоксид навлиза в медицината първоначално като материал за изкуствени тазобедрени стави. В началото на деветдесетте години на 20 в. се въвежда в денталната медицина като материал за ендодонтски щифтове и имплантатни надстройки. ЦД притежава редица

качества. На първо място има много високи механични показатели – якост на огъване около 1000 МПа. Високата фрактурна жилавост се обяснява с факта, че при възникване на пукнатина нейното разпространение се предотвратява чрез преминаване на структурата в моноклинна, което е свързано с 2-5 % увеличаване на обема. Има висока твърдост – около 1300 по Викерс (1, 27).

Поради високите си механични качества ЦД намира широко приложение в денталната практика при изработването на микропротези, цели обвивни коронки и мостови протези, имплантатни надстройки или имплантатни фиксирани конструкции, ортодонтски брекети, радикуларни щифтове (263, 270).

Основните недостатъци на итриево стабилизирания циркониев диоксид са високият процент на отчупване на инкрустационния порцелан (chipping) и стареенето му в присъствието на вода. Този феномен е известен като ниско-температурна деградация (low temperature degradation или LTD) (245). Поради това се правят опити за стабилизиране на ЦД със серийен оксид (CeO_2), който не старее (1).

Алуминиева керамика

Системата Procera AllCeram (Nobel Biocare, Stockholm, Sweden) е описана за първи път от Anderson и Ogen през 1993 г. и използва плътно синтерован 99,5% Al_2O_3 , като инфраструктурен материал. Отличава се с високи механични качества – якост на огъване – 464 - 687 МПа (92, 121, 264). Индикациите са за обвивни корони, фасети, микропротези, имплантатни надстройки и малки мостови конструкции.

Класификация на денталните порцеланови материали, според структурата им.

Anusavice К. (42) предлага следната класификация:

1. Стъкло
2. Кристални керамики

3. Съдържащи кристали стъкла

Според Kelly J. R. (120) керамичните материали спадат към някоя от следните групи:

1. Керамики с преобладаваща стъкловидна структура – притежават високи естетични качества. Пример: фелдшпатов порцелан

2. Керамики със стъкловидна структура с включени пълнители. Пълнителите най-често са кристали, но могат да са и по-високотопима стъкловидна фаза (129) Примери: IPS e.max Press, In-Ceram

3. Поликристални керамики – не съдържат стъкловидна структура. Примери: Lava Zirconia (3M ESPE, St. Paul, Minn.), Vita In-Ceram YZ и др.

Аналогична на тази класификация предлага и Gregg (102).

Shenoy A. и Shenoy N. (227) и Raghavan R.N. (207) предлагат следната класификация:

1. Стъкло-базирани системи (основно силициев диоксид)

2. Стъкло-базирани системи с пълнители

2.1. С ниско до средно съдържание на левцит

2.2. С високо левцитно съдържание – около 50 %

2.3. Литиево дисиликатна стъклокерамика – за прес-техника или CAD/CAM

3. Кристално-базирани системи със стъклени частици

4. Поликристални керамики – циркониев диоксид и алумина

Класификация на денталните порцеланови материали, според технологията на работа с тях.

Анастасов Ив. (1) описва три основни метода за работа със съвременните дентални керамики:

1. Синтероване на прахообразен порцелан, размесен с вода или специална течност

2. Леене или пресоване на керамика

3. Компютърно-машинна обработка или CAD/CAM.

Аналогично систематизиране на методите на обработка на керамиката предлага и Raghavan R.N. (207):

Gregg (102) предлага следната класификация:

1. Смесване на прах и течност (powder/liquid building)
2. Синтероване и инфилтрация (slip casting)
3. Горещо-пресована керамика (hot-pressed ceramic)
4. CAD/CAM

Описаните технологични методи за работа с керамичите материали не включват някои разновидности, по-подробно разгледани в класификацията на Denry I. (85). Предложените от Анастасов Ив. (1) и Gegg (102) технологични класификации обхващат на практика всички дентални керамики.

3. Фрактури на керамичните и металокерамичните реставрации

Често срещани усложнения при металокерамичните или безметалните възстановявания са фрактурите на инкрустационния порцелан (225). Фрактурата може да е изцяло в границите на порцелана (кохезивна фрактура), да е изложена подлежащата повърхност на металната или керамичната инфраструктура (адхезивна фрактура) или комбинация от двете (адхезивно-кохезивна фрактура). Адхезивните фрактури се наблюдават най-често при металокерамичните конструкции като е възможно оксидният слой да остане прикрепен към инкрустационната керамика или към металния скелет. Кохезивните фрактури са в границите на инкрустационния порцелан или в оксидния слой, докато смесените засягат вътрешността на един от материалите (най-често керамиката) и продължават към адхезивната зона между някои от останалите компоненти на конструкцията (29).

Фактори, от които зависи фрактурирането на порцелана

Порцеланът може да се фрактурира, поради различни фактори като умора, оклузални сили, несъвместимост в коефициентите на термично разширение между метал и порцелан, прилагане на прекомерна сила при ажустиране или циментиране, неподходящ дизайн, микродефекти или травма и др. (43). Поради сложността на технологичния процес и наличието на множество етапи при работата със съвременните естетични материали, подобни предпоставки могат да се установят, на практика при всеки вид керамика или комбинация между порцелан и метал.

Честота на фрактурите при керамичните и металокерамичните реставрации.

Според данни, получени от пациентите в проучване на Ozcan M и Niedermeier W (191), при 66% от изследваните 289 фрактурирани корони отчупването на порцелана става по време на нормалната дъвкателна функция, 10% при битови или транспортни инциденти, 6% при интубация за подлагане под обща анестезия и 18% поради ятрогенни фактори, като коригиране на артикулационните контакти, премахване на корони или провеждане на ендодонтско лечение след перфориране на короната. Авторите локализируют 65% от фрактурите във фронталната област и съобщават 89% успех на направените клинични репаратури до 3 г..

Неуспех при металокерамични възстановявания, дължащ се на фрактура на порцелана се установява за 2.3 до 8 % от случаите (107, 145).

Нарушаването на връзката между инкрустационния порцелан и подлежащата сърцевина от циркониев диоксид е една от най-честите причини за клиничен неуспех на този вид възстановявания (47). По-висока степен на отчупване на инкрустационния порцелан на мостови протези от циркониев диоксид в сравнение с металокерамични мостови протези, се установява от различни автори (97, 184).

В табл. 2 са представени клинични проучвания за успеваемостта на МК и ЛДСК възстановявания.

Клинична дълготрайност на протезни конструкции изработени от металокерамика и литиев дисиликат Таблица 2

Данни Авторски колектив	Вид на материала и протезната конструкция	Дълготрайност на проучването (в години)	Успеваемост
Ozer F et al. (192)	Металокерамични корони	7,4	99,3%
Reitemeier B et al. (210)	Металокерамични корони	11	88,8 %
	Металокерамични мостове	11	81,7%
Svanborg P (239)	Металокерамични мостове	5	96,5
Walton TR (266)	Металокерамика с благородна сплав	-	97%
Narankangas R (179)	Металокерамични мостове	18	84%
Pelaez J (197)	Металокерамични мостове	3	100%
Sailer I (216)	Металокерамични мостове	3	80,6%
Solá-Ruiz MF (233)	Литиев дисиликат мостове	10	71,4%
Kern M et al. (132)	Литиев дисиликат мостове	10	76,1%
Pozzi A (204)	Литиев дисиликат корони	5	100%
Gehrt M et al. (99)	Литиев дисиликат корони	9	94,7%
Valenti M, Valenti A (255)	Литиев дисиликат корони - фронт	10	97,5%
	Литиев дисиликат корони-дистални	10	98,1%
Esquivel-Upshaw JF (91)	Литиев дисиликат, мостове	4	87,6%
Wolfart S (272)	Литиев дисиликат, мостове	8	94%
Marquardt P, Strub JR (158)	Литиев дисиликат корони	4	100%
	Литиев дисиликат, мостове	4	70%

В обзорно проучване на Petridis HP (199) се установява, че усложненията от фрактура на порцелана при керамични фасети изработени от левцит подсилена прес керамика и фелдшпатов порцелан са 3,4%. Gurel G et al. (106) установяват, че приблизително половината от клинични неуспехи при изработването на керамични фасети се дължат на фрактури

на порцелана. Sorrentino R et al. (235) установяват отчупване на порцелана в 3,9% от изработени от Procera Allceram единични корони за период от 6 години.

3.1. Поправка на фрактурирана керамика

Интраоралната поправка на фрактурираната конструкция и заместването на отчупените фрагменти с композиционен материал често е по-евтината, лесноизпълнима и удачна процедура от изработването на нова протезна конструкция. Други предимства на интраоралните поправки са сравнително краткото време за извършване на процедурата в сравнение с клиничните и лабораторните етапи при изработването на нова протезна конструкция, бързото възстановяване на естетиката, което се подпомага от наличието на голям набор от композиционни материали с различна трансlucentност и създаването на гладка, неретенционна за микроорганизми повърхност. Намалява се и възможността за корозия на откритата метална повърхност и се избягват промените, които могат да настъпят в металния скелет и порцелана при евентуално допълнително синтероване, ако конструкцията се свали и поправката се направи в зъботехническа лаборатория. За да се постигне успех обаче е необходимо керамичната повърхност да бъде обработена и подготвена по подходящ начин за свързване с композита. Наличието на открита метална повърхност или повърхност на керамика с високо кристално съдържание, без стъкловидна фаза, затруднява допълнително поправката (137, 249). Освен необходимостта от свързване на материали с различна химична природа – композит с керамика и композит с метал, други недостатъци на клиничната поправка са възможността за преоцветяване на композита, цветовото несъответствие и различията в оптичните свойства на двата материала, невъзможност за маскиране на цвета на подлежащия метал и преоцветяване на границата керамика/композит.

Директни и индиректни методи за поправка

В зависимост от вида (с или без откриване на подлежащата инфраструктура) и площта на фрактурата могат да се приложат различни методи за клинични поправки. Те включват директно нанасяне на композиционен материал или индиректни методи - изработване на металокерамича фасета с пин ретенция (244), металокерамична обвивна корона (43), керамична корона или фасета (63) и др. Успехът при директния метод зависи от вида на материала, с който е необходимо да се свърже композитът, обработката на керамиката и други условия.

3.2 Адхезия на композит към различните видове керамични материали

Адхезия на композит към фелдшпатов порцелан

Фелдшпатовите порцеланови маси са често използвани като инкрустационен материал върху метал или керамични материали с високи якостни показатели. Отличните им естетични качества ги правят изключително подходящи при изработване на порцеланови фасети, в съчетание с щадящо препариране на твърдите зъбни тъкани (200, 222). Съдържанието на силициев диоксид във фелдшпатовия порцелан го прави податлив на действието на ецващи агенти (55, 155, 281). Обработката му може да стане чрез струйно-абразивна обработка с двуалуминиев триоксид, флуороводородна киселина (HF), силанов свързващ агент или най-често комбинация между различните третираня.

Куріес К.А. et al. (142) установяват най-висока здравина на връзката след обработка с Al_2O_3 и HF, като отбелязват значимостта на силана. В друго проучване надеждна връзка между ФП и композит се постига след ецване с HF и нанасяне на силан (55). Висока здравина на връзката между фелдшпатов порцелан и композит може да бъде постигната и след подходящ постсиланизационен температурен режим, без употребата на HF (117).

Адхезия на композит към литиево дисиликатна керамика

Поради наличието на силициев диоксид в състава на литиево дисиликатната керамика е възможно тя да се обработва химически с киселини и силанови свързващи агенти, като по този начин може да се осъществи механична и химична адхезия. Hooshmand T et al. (115) установяват, че здравината на връзката може да се подобри чрез прилагането на подходяща топлинна обработка на силана, с което да се избегне употребата на HF. Протетичните възстановявания могат да се изработят изцяло от литиево дисиликатна керамика или върху подготвената инфраструктура да се нанесе инкрустационен порцелан. При втория случай експозицията на два различни керамични материала налага съобразяване на времето за третиране с киселината за всеки от тях, което заедно с необходимостта от предпазване на твърдите зъбни тъкани от нейното действие допълнително усложнява процедурата. Значението на обработването с флуороводородна киселина и силанизирането на керамичната повърхност се доказва и в други изследвания (57, 103, 141, 175).

Адхезия на композит към керамики с изцяло кристална структура несъдържащи силициев диоксид

Адхезията на композит към високоякостните керамики е затруднена, поради отсъствието на стъкловидна фаза и липсата на силициев диоксид, който да участва във формирането на химична връзка със силана. От друга страна, те не са податливи на обработка с киселините, използвани за ецване на съдържащите силициев диоксид керамични материали. При клинични поправки на този вид керамики здравината на връзката се определя до голяма степен от наличието на макро и микромеханични ретенции (най-често създадени чрез разграпяване с пилители или струйно-абразивна обработка) или осъществяване на химична връзка, чрез посредник силанов свързващ агент, но след подходяща обработка със

системи за създаване на силициево покритие - CoJet™ и Rocatec™. Blixt M et al. съобщават най-висока здравина на връзката към алуминиева керамика (Procera, Nobel Biocare) обработка с Rocatec™ система (52).

Комбинацията на струйно-абразивна обработка с Al_2O_3 и композитен цимент, съдържащ 10-метакрилокси-децил-дихидроген-фосфат (10-MDP) се е доказала като ефективен метод при осъществяване на връзка към циркониев диоксид (93, 187, 276), въпреки възможността да се получат пукнатини, които да се разпространят в структурата на материала по време на функция (127, 131, 208). Проучени са алтернативни методи за обработка на циркониев диоксид - топлинно индуцирана матурация или експериментален горещ разтвор, съдържащ флуороводородна киселина и ецване след селективна инфилтрация (29, 30, 31, 65, 66).

4. Адхезия между керамика и композит. Материали и фактори, които влияят върху нейната здравина

Механична и химична адхезия

Здравината на връзката между керамиката и композиционния материал е от ключово значение за клиничната дълготрайност на изцяло керамичните конструкции и при поправка на отчупени порцеланови фрагменти на изцяло керамични и металокерамични конструкции. Двата материала се различават по своята химична природа. Денталните керамики съдържат метални оксиди на различни елементи и по своята природа са неорганични материали. Композиционните материали са изградени от силно омержен, полимерен органичен матрикс, в който са включени неорганични пълнители. Пълнителите са покрити с тънък слой силан, който осъществява ковалентна връзка между силициевите атоми на пълнителя и хидроксилните групи на органичните мономерни.

Връзката между керамика и композит се основава на два възможни механизма на адхезия – механична и химична. Механичната адхезия се

постига чрез разграпяването на керамичната повърхност с пилители, струйно-абразивна обработка или химично третиране с различни ецващи агенти.

Химичната адхезия се осъществява чрез прилагането на силанови свързващи агенти, представляващи бифункционални молекули, които имат свойството да се свързват от една страна с неорганичната керамична повърхност, а от друга с органичния матрикс на композита.

Ефективността на тези методи в осигуряването на здрава и дълготрайна връзка е различна в зависимост от използваните материали. Редица автори препоръчват комбинацията от механична и химична адхезия.

4.1. Механична и микромеханична обработка на керамиката.

4.1.1. Струйно-абразивна обработка с двуалуминиев триоксид и силициев диоксид

Струйно-абразивната обработка на протезните конструкции е стандартна лабораторна процедура, използвана за почистването им от огнеупорните опаковъчни материали или премахване на оксидния слой, образуван след термично третиране на сплавите. Тя се извършва с частици двуалуминиев триоксид или силициев диоксид.

Алуминиевият оксид е един от най-твърдите и яки метални оксиди (твърдост по Моос 9) (1). В денталната практика се прилага с различна едрина на частиците – обикновено 50, 110 и 250 μm (90, 250). Редица автори използват частици с размер 50 μm за създаване на ретенционна керамична повърхност. Въпреки това, струйно-абразивната обработка на керамичните протезни конструкции води до рискове от прекомерно отнемане на керамична структура, създаване на участъци с концентрация на напрежение или е недостатъчно ефективна в осъществяването на връзката между керамика и композит (54, 128, 213, 214).

4.1.2. Трибохимично силициево покритие

Нови системи, които осигуряват възможност за създаване на дълготрайна връзка между керамика и композит са системите за трибохимично покритие CoJet™ и Rocatec™. Те се прилагат върху керамични или метални повърхности с цел създаване на слой от силициев диоксид, който в последствие реагира със силановия свързващ агент и способства за осъществяването на химична адхезия с композиционния материал (247, 287).

4.2. Химична обработка на керамиката

За ецване на керамика са предложени различни ецващи агенти като фосфорна киселина (РА), сярна киселина, флуороводородна киселина, подкислен фосфат флуорид (APF), амониев водороден бифлуорид (АНВ). Според данни от проучената литература най-често изпозвана е флуороводородна киселина (47, 55, 70, 105, 116, 128, 140, 172, 196, 203, 223, 265, 281).

4.2.1. Получаване на флуороводородна киселина

Флуороводородната киселина е течна форма на водороден флуорид. Тя е неорганична киселина, произвеждана от реакцията между калциев флуорид и сярна киселина, в пещ при температура 200 °С (188). Самата киселина не е запалима или експлозивна, но е силно реактивен химикал. Има редица области на приложение в индустриалните производства и битовата химия (74, 231). HF атакува стъклото и разтваря силициевия диоксид, поради което трябва да се съхранява в пластмасови или оловни бутилки (166).

4.2.2. Приложение на флуороводородната киселина в денталната медицина

Поправка на композитни възстановявания

Флуороводородната киселина може да се приложи при поправка на стари композитни възстановявания преди нанасяне на адхезива. HF

осигурява по-малка здравина на връзката в сравнение с награвяването с диамантен пилител и абразията с частици двуалуминиев триоксид или натриев бикарбонат. Създадените в композита пори, намаляват механичните му качества, поради което не препоръчва рутинната употреба на киселината, особено ако не е известен химичният състав на композита (56, 152, 195, 240, 241, 280).

Loomans VA et al. (150) установяват, че ецването с 9,8% HF за 120 сек. е сред най-ефективните методи за обработка на композитната повърхност при поправка.

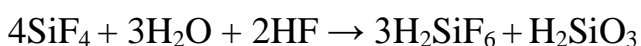
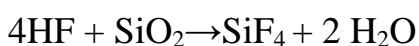
Обработка на керамика

Ефектът от киселината зависи от вида, размера, формата, количеството и разпределението на фазите на керамиката.

4.2.3 Механизъм на действие на HF

Флуороводородната киселина реагира най-вече със стъкловидната фаза на силициево базираните керамики, като така оставя откритата кристалната фаза на материала. Получените повърхностни неравности създават условия за подобрена ретенция и подобряване на здравината на връзката между композит и керамика. Механизмът на действие се базира на афинитета на флуоридния към силициевия йон, който е по-голям от този на кислородния. Когато порцелановата повърхност се третира с HF се формират тетрафлуор силикати, които в последствие реагират с HF, за да формират H_2SiF_6 (110, 111, 112). Стъклената матрица се разтваря и може да бъде отмита.

Протичащите реакции могат да се изразят по следния начин (283).



Тъй като флуороводородната киселина реагира със силициевия диоксид и формира флуор силикати, наличието на стъклена матрица и кристална фаза, както и съотношението помежду им играят ключова роля в

избора на подходящ ецващ протокол. Спецификата в структурата и състава на различните керамики води до различни повърхностни промени.

От друга страна, флуороводородната киселина е неефективна върху конструкции с високо кристално съдържание, без стъкловидна фаза – изработени от циркониев диоксид и двуалуминиев триоксид.

4.2.4. Фактори, от които зависи ефективността на ецващата процедура и здравината на връзката между керамика и композит

Значение на концентрацията на ецващия агент и времетраенето на ецване

В литературата се докладва употребата на киселинни агенти с различна концентрация. Най-често за циментиране на изцяло керамични конструкции и поправки на фелдшпатов порцелан се използва HF с концентрация между 2,5 и 10 %, приложена за 1 до 3 минути (51, 125, 189).

В редица проучвания е доказана ефективността на HF (37, 47, 54, 70, 105, 117, 140, 141, 172, 196, 223).

Докладваните в научната литература резултати сочат, че съществува тенденция за увеличаване на здравината на връзката между керамика и композит с увеличаване на времето за ецване (47, 70, 105, 223).

Прекомерното ецване обаче може да се отрази негативно върху здравината на връзката (47, 140).

Други авторски колективи сравняват действието на различни ецващи агенти - 10% амониев хидроген бифлуорид, 0,9% подкислен фосфат флуорид, 5% гел флуороводородна киселина и 40% гел фосфорна киселина (128). Резултатите показват най-голяма здравина на връзката при тестване за якост на срязване за групите третирани с HF и смес от сярна и флуороводородна киселина, следвани от АНВ.

Докладвана е близка здравина на връзката след обработка с 1,23% APF, приложен за 7-10 мин. и 9,6% HF, приложена за 4 или 5 мин. При по-

краткотрайно въздействие APF не осигурява достатъчно ретенционна повърхност (140, 251).

Pattanaik S и Wadkar AP сравняват влиянието на 9,4% амониев бифлуорид, 37% фосфорна киселина и 4,9% HF гел, нанесени за 20, 60 и 120 сек. и демонстрират ниската ефективност на ФК (196).

Сömlekođlu ME et al. (73) изследват 2,5% и 5% титанов тетрафлуорид (TiF₄) като алтернативен ецващ агент на 4,9% HF. Независимо от пониските резултати авторите препоръчват TiF₄ като заместител на флуороводородната киселина за ецване на керамика при интраорални поправки, избягвайки по този начин опасностите при употребата на HF.

Топография на керамичната повърхност

Основната цел на третирането на керамиката с различни химически агенти е промяна в повърхностната морфология и създаване на ретенционна повърхностна структура, която да благоприятства свързването с композиционния материал. Ефектът зависи от концентрацията и вида на ецващия агент и времетраенето на ецване (34, 82, 142, 122). Необходимо е тези параметри да бъдат съобразени с вида керамика. Промяната на повърхността от ецващия агент води до подобряването на омокрянето на порцелана и възможността му да се свърже с композита. Промените по керамичната повърхност обикновено се наблюдават със сканиращ електронен микроскоп (SEM) (54, 61, 83, 140).

Флуороводородната киселина има по-агресивно действие и създава по-ясно изразени повърхностни промени спрямо APF, АНВ и ФК. При ниски концентрации (5-10%) тя въздейства върху наличните пукнатини и дефекти, създавайки характерни пори, бразди и каналчета. При по-високи концентрации (20%) повърхостния релеф се модифицира и от новосъздадени дефекти (32).

Описваната от различните автори обработена с HF повърхност е с многобройни, равномерно разпределени канали и пори, които са по-големи

и по-дълбоки при увеличено време на действие на киселината (54, 61, 83, 140). Meng X et al. (169) описват порьозна повърхност, наподобяваща триизмерни дендрити. Kato, H et al. подобна на пчелна пита структура (128).

APF предизвиква по-хомогенна повърхностна промяна, като ретенционните структури стават ясно забележими след 10 минутно третиране (128, 140).

АНВ показва по-голям брой бразди, които са формирани предимно от съществуващи повърхностни пукнатини (60, 83, 128, 196).

Ниската ефективност на ФК също се доказва в литературата (127, 196).

Влияние на киселинното третиране върху здравината на керамиката

Въпреки, че ецването подобрява здравината на връзката с композита, то може да доведе до намаляване на якостта на огъване на различните видове керамика.

Оптималната здравина на денталните керамични материали зависи от процеса на обработка и намаляването на броя на пукнатините, което може да се постигне чрез химична обработка (138, 252).

От друга страна Vaikova et al. (46) съобщават, че обработването с киселина на бездефектно стъкло намалява здравината му. Намаляването на здравината на обработената с HF керамика се отбелязва в няколко проучвания (32, 113, 118, 214).

Увеличаването на времетраенето на ецване води до по-изразени повърхностни промени. Прекомерното ецване обаче може да доведе до заличаване на създадената ретенционна повърхностна микроструктура (55, 237). Това се доказва от изследванията на Chen JH et al. и Barghi N et al. (47, 70), които установяват, че ецването за по-дълги периоди на

керамичната повърхност води до намаляване на якостта на връзката с композита.

Влияние на HF върху твърдите зъбни тъкани

Голямо предимство на киселината е, че е лесна за употреба в кабинета, поради което могат да се избегнат други методи за обработка, изискващи специална апаратура (190). При интраорални поправки е необходимо тя да се нанесе директно върху съществуващото възстановяване. В зависимост от вида на конструкцията и начина на счупване е възможно попадането на HF в контакт с емайл и/или дентин. Пълно премехване на замърсяващия слой от дентина може да се осигури чрез ецване с H_3PO_4 за 15 сек. (3). Pıoch T et al. (202) установяват, че HF киселина не е ефективна в премахването на замърсяващия слой и разкриването на дентиновите каналчета, което е от значение за качеството на адхезивната връзка (11, 12). Това не позволява навлизането в тях на адхезив и образуването на хибриден слой, което означава, че киселината не може да се използва като заместител на H_3PO_4 . От друга страна свободните калциеви йони реагират с флуоридните йони на HF и преципитират като кристали от CaF_2 , което затруднява действието на H_3PO_4 .

Значението на тези повърхностни промени се доказва с научните данни, получени при изследвания на здравината на връзката между композит и твърди зъбни тъкани след третиране с HF. Loomans B. A. et al. и Saraçoğlu A. et al. установяват съществено намаляване на здравината на връзката на обработените с HF и H_3PO_4 дентинови повърхности спрямо обработените само с H_3PO_4 (151, 224).

Прилагането на H_3PO_4 преди HF осигурява по-голяма здравина на връзката спрямо прилагането ѝ след HF, както за емайл, така и за дентин (224).

Значение на ултразвуковото почистване за премахване на отложените преципитати.

Действието на различните химични вещества, върху керамиката е свързано с протичането на химични реакции и получаването на странични продукти под формата на флуоросиликати на Na, K, Ca и Al. Наличните преципитати се разполагат в получените бразди, пори и канали, като създават замърсяващ слой, който пречи на връзката със свързващите агенти. Поради тази причина е необходимо те да бъдат премахнати преди нанасянето на силана и адхезива. В клинични условия почистването на изцялокерамичните конструкции преди циментиране може да стане с водно-въздушен спрей или в ултразвукова ваничка с дестилирана вода. Методите се различават по способността си да премахват получените преципитати. Времетраенето за престой в ултразвуковата ваничка се различава: 1 мин. (61), 4 мин. (159), 5 мин. (49), 10 мин. (83, 221), 20 мин. (33). Освен дестилирана вода могат да се използват метанол (128), етилацетат за 10 мин. (39), 99,5% ацетон за 5 мин. или 15 мин. (124, 168), 96% изопропанол (45). При интраорална поправка на отчупена керамика обаче ултразвуковото почистване е невъзможно.

Предимствата на ултразвуковото почистване на ецнатата керамика в дестилирана вода е доказано от редица автори (49, 61, 81, 144, 159).

Други фактори, от които зависи адхезията

Адхезията на композиционните материали към денталната керамика може да бъде повлияна от допълнителни фактори. Преди циментирането на протезните конструкции е възможно вътрешната им повърхност да влезе в контакт със слюнка, гингивална течност или кръв. Като етап от протетичното лечение, често се налага използването на силиконови отпечатъчни материали за ажустиране на конструкцията към препарираните зъби или имплантатни надстройки. Друга често срещана процедура преди циментиране е проверка на влиянието на цвета на

цимента върху окончателния цвят на възстановяването чрез нанасянето на т.нар „пробващи цвета” пасти или „Try-in” пасти. Замърсяването на вече ецната керамична повърхност със някои от посочените фактори може да има негативен ефект върху якостта на връзката с композита (59, 64, 136, 182, 205, 206, 234, 242, 277, 278, 284).

4.2.5 Клинични ефекти и патофизиологични механизми на действие на HF

Флуороводородната киселина е особено опасна, тъй като представлява малка молекула, способна да проникне на дълбочина в тъканите, предизвиквайки отложени във времето увреждания и симптоми. Киселината предизвиква тежки некрози в контактната област и системно увреждане чрез два механизма: водородният йон причинява повърхностно изгаряне, а флуоридният прониква в дълбочина, причинявайки локални и системни увреждания. Системните увреждания могат да се развият след кожна, орална или инхалационна експозиция.

Корозивният водороден йон се свързва с кожни и лигавични лезии и с увреждане на окото и респираторния тракт (40). Флуоридният йон прониква на дълбочина в тъканите, атакува ензимите и клетъчните мембрани и води до ликвификационна некроза (165). Освен това той има афинитет за свързване към калциевите и магнезиевите йони. Формира неразтворими соли - CaF_2 , MgF_2 и разтворими соли – натриев и калиев флуорид, които при големи концентрации са клетъчни отрови. Това предизвиква метаболитни нарушения (139), които водят до клетъчна смърт и вторична некроза на тъканите. Свързването на калция повишава клетъчната пропускливост за калий, нарушава се функцията на калиево-натриевата помпа, водейки до увреждане на клетъчния метаболизъм, деполимеризация на невроните и силна болка (135, 156, 254).

Системната токсичност се дължи на увеличената концентрация на флуориди в кръвта, която се отразява на концентрацията на калций и

магнезий – хипокалцемиа, хипомагнезиемиа и хиперкалемиа (78, 134, 185, 243). Системните ефекти са със сърдечно-съдови (камерна артимия, тахикардия, фибрилации), респираторни, гастроинтестинални и неврологични прояви, които могат да доведат до летален изход (167, 228).

Ефектът от контакта с HF зависи от концентрацията, времетраенето, площта на контакт и вида на засегнатата тъкан – кожа или лигавица (88). Концентрация над 50% причинява незабавна тъканна деструкция и болка. Концентрации между 20-50% води до изгаряния видими след няколко часа. Наранявания, причинени от HF с концентрация под 20% могат да се проявят до 24 часа след контакта. Кожни изгаряния с разтвори под 20% се характеризират с болка и еритем с латентен период от около 24 часа. Закъснялата диагностика и лечение в този случай могат да доведат до по-сериозни увреждания, поради късните лечебни мерки (166). Дори в концентрации под 2% може да причини увреждания, ако времето на контакт с кожата е достатъчно дълго (69).

Остра реакция при кожен контакт с HF

Кожен контакт с флуороводородна киселина, дори и с разредени разтвори (0,1%) може да причини болезнени изгаряния втора, трета степен, които заздравяват трудно (50). Киселината може да премине през епидермиса, дермата и да достигне до костта и да причини декалцификация. Контактът с киселината при високи концентрации може да причини сериозни увреждания, дори и при наличието на предпазни средства (163). Ефектът може да продължи няколко дни, водейки до значително увреждане на тъканите.

Derewku MJ et al. (86) наблюдават изразен корозивен ефект на 2% разтвор на HF, приложен върху кожата на опитни зайци при удължен период на експозиция (1 час). Независимо от получените данни за некорозивност на 2% разтвор, приложен за една минута, авторите отбелязват потенциалната опасност от увреждане на кожата или други, по-

раними тъкани при концентрации на HF от 0,01 до 2%, дори и при експозиция до 5 мин.

Hjortsjö C et al. (109) изследват ефекта от разредени разтвори HF върху кожата на опитни мишки. Киселината се прилага за 15 сек. в концентрация 0,05, 0,1, 0,2 или 1%. Отчитането на резултатите е на втория и двадесет и четвъртия час. Авторите определят разтворите с концентрация 0,05% като слаби дразнителни, 0,1% като средни по сила дразнителни, докато 0,2% и 1% като силно дразнещи вещества. Макроскопски в 24 часовата група, подложена на действието на 1% HF се установяват ясно изразени белези на възпаление – оток и зачервяване, както и влошено общо състояние на опитните животни. Тези ефекти могат да се наблюдават и при контакт на киселината с човешката кожа или лигавица.

Увреждане на окото при контакт с HF

При работа с флуороводородна киселина е възможно тя да влезе в контакт с очите на пациената или на някои от членовете на лекуващия екип. Окото е силно податливо към HF в течно или газообразно състояние и контактът с нея може да доведе до трайно увреждане (168, 236).

Инхалация на HF

Инхалацията на HF в ниски концентрации може да причини сериозни респираторни увреждания, възпаление на фаринкса и белите дробове, пулмонарен едем, гадене, повръщане, главоболие и др. (262). Dieffenbacher и Thompson (87) съобщават за случай, при който лицето и шията на работник са били в контакт с 10% HF само за 30-35 сек. Независимо от приложеното лечение той умира 2 часа по-късно. Аутопсията показва оток на белите дробове, мукозен секрет, примесен с кръв в бронхите и хеморагии в плеврата.

Поглъщане на HF

Използването на HF при интраорални поправки на отчупена керамика е свързано с риска от нейното поглъщане. Първоначалните симптоми включват гадене, повръщане, коремни болки, диария примесена с кръв. Stremski ES et al. (238) описват случай на двукратно поглъщане на 8% разтвор на HF от 70 годишна жена. Клиничната симптоматика се характеризира с вентрикуларни фибрилации и съпровождащите ги хипокалцемиа и хипокалемия.

От друга страна Chan B. S. и Duggin G. G. съобщават за случай, в който пациент е погълнал доза HF шесткратно по-голяма от приеманата за смъртоносна и благодарение на навременното лечение оцелява (68).

Хронични ефекти на флуороводородната киселина

В проучената литература не са намерени данни за канцерогенен ефект на киселината. Възможно е да има влияние върху половата система (271). При експериментални животни е установена увеличена честота на зъбните малформации (173).

Лечебни мерки при контаминация с флуороводородна киселина.

Химическите изгаряния се характеризират с продължителен процес на тъканна деструкция, докато агентът присъства (194). Поради тази причина е необходимо незабавното му премахване. Това включва щателна иригация с вода и премахване на дрехите и други материи, които са в контакт с кожата и агента - очила, маска. Доказано е, че калциевите йони намаляват токсичния ефект на натриевия флуорид в тъканите (108, 276). Поради тази причина се използва гел или разтвор на калциев глюконат (215, 279). Приложението му се повтаря в рамките на няколко часа.

При контакт с кожата тя трябва да бъде промита незабавно под течаща вода или с физиологичен разтвор. Прилага се топикално 2,5% гел калциев глюконат, докато болката отmine. Според някои автори това трябва да продължи поне 30 мин. (48). Ако болката не се облекчи да се приложи 10%

разтвор на калциев глюконат, инфилтриран подкожно, макар че това се налага рядко при контакт с киселина с концентрация под 20%. При засягане на ноктите е възможно да се наложи и артериална инфузия на а. radialis или а. brachialis (261). При изгаряне на лицето лечението може да се проведе чрез артериална инфузия на калциев глюконат в а. carotis externa (180).

Първата лечебна мярка при попадане на HF в контакт с очната ябълка и клепачите е обилна промивка с вода или физиологичен разтвор. Според някои автори това може да доведе до повишена честота на корнеални улцерации (62). Ефективни при промивка са и разтвори на калциев глюконат и Hexafluorine[®] (88, 232). Необходима е консултация с офталмолог.

При попадане на HF в храносмилателната система не се препоръчва да се предизвикава повръщане. Необходима е незабавна консултация с лекар. Лечебните мерки включват промивка след постъпване в лечебното заведение. Възможно е да се приемат напитки, съдържащи калций (напр. мляко), които да свържат част от отделените флуоридни йони.

4.3. Силанови свързващи агенти

Силаните или силановите свързващи агенти са химически активни свързващи вещества. Те представляват органични молекули, които могат да осъществят химическа връзка между несъвместими в химическо отношение материали. Подобряват здравината на връзката между силициево базираните керамики и композитните цименти, участват в структурата на съвременните композиционни материали, осигуряват връзката между органични материали и метални сплави и др.

Прилагането на силановите свързващи агенти за дентални цели става за първи път през 1977г. от Eames et al (89). В последствие развитието на

полимерната химия води до получаването на нови поколения керамични праймери (98).

4.3.1. Видове силани

Силаните могат да се класифицират по различни критерии.

В зависимост от това дали са готов за употреба разтвор или компонентите се смесват преди употреба различаваме:

Предварително активирани /хидролизирани/ силани

Те се предлагат като предварително хидролизирани материали под формата на разтвор, съдържащ силанов свързващ агент, разтворител /етанол и вода/ и киселинен компонент. Съдържанието на силана е обикновено от 1 до 5 обемни процента. Киселинният компонент благоприятства формирането на силоксанови връзки и улеснява свързването на силана към керамичната повърхност (116). Предварително хидролизираните силанови разтвори обаче имат относително къс период на употреба. С остаряването се образуват продукти, които кондензират, формирайки силоксани и разтворът става на облаци. В последствие може да се наблюдава преципитация. Помътнелите или побелели разтвори не бива да бъдат използвани повече.

Сравнително ниска концентрация на силана (под 5 обемни %) запазва системата силан-разтворител в такова равновесие, че силановите мономери не самополимеризират (116). Тяхната дълготрайност е обикновено 2 г.

Нехидролизирани /неактивирани/ предварително силани

Предлагат се под формата на два разтвора, които се състоят от нехидролизиран силан в етанол в едната бутилка и воден разтвор на оцетна киселина в другата. Двата разтвора се смесват, за да се осъществи хидролиза на силана при ниска киселинност преди употреба. Неактивирани, те могат да се съхраняват дълго време. Активирането на силановите молекули е процес, който не протича моментално, поради

което е необходимо смесването на двата разтвора да се извърши поне един час преди употреба. J.P. Matinlinna et al. (161) не установяват статистически значима разлика на якостта на срязване при активация за 1 или 24 часа на използваните от тях силанови разтвори. Препоръчва се да се използва само пресен силан (140, 211).

Според вида на функционалните им групи, силановите свързващи агенти се разделят на функционални и нефункционални.

Функционални силани

Органо-функционалните силани съдържат две различни функционални групи. Хидролизеруемите функционални групи реагират с повърхностните хидроксилни групи на неорганичните субстрати. Органичните функционални групи реагират с функционалните групи на композита. Органосиланите са хидрофилни или хидрофобни; могат да бъдат още анионни и катионни (72, 212).

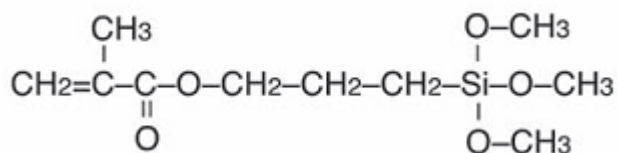
Силаните могат да бъдат монофункционални, бифункционални трифункционални силани в зависимост от броя на функционалните групи, свързани към силициевия атом (163).

Повечето комерсиални силани имат органична функционална група, разделена от силициевия атом с три въглеродни атома и се наричат гама заместени силани. Те имат добра термична стабилност при високи температури.

Силаните с три алкокси групи имат тенденцията да формират полимерен филм. Те са най-често използваните в композитите и адхезивите. Алкокси групите (метокси $-O-CH_3$, етокси $-O-CH_2CH_3$) могат да реагират с неорганичния субстрат, формирайки ковалентни връзки между матриците. Преди да се осъществи повърхностната модификация, алкокси-силаните се хидролизират, формирайки силанолови групи. Те са силно реактивни и кондензират с други силаноли от неорганичната повърхност или алкокси силани, за да формират силоксанова мрежа.

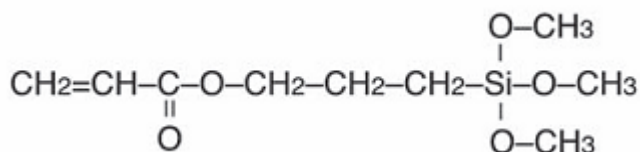
3-Метакрилокси пропил триметокси силан / γ -MPS, MPS / е най-често използваният силианов свързващ агент в наличните на пазара силианови праймери. Представлява триалкокси силан с реактивна метакрилатна група, която може лесно да се свърже с диметакрилатите, използвани в денталните композити (77, 116). Оптимизира и подобрява връзката метал-композит, керамика-композит и композит-композит, чрез химично и физично свързване. Установено е, че подобрява адхезивните качества на порцелановите зъби към акрилова пластмаса (193).

MPS подобрява връзката между материалите, но хидролитичната му стабилност е проблемен въпрос. Оксановата връзка, която се формира между силиановия агент и силициевия диоксид може да бъде особено податлива на хидролиза, тъй като тази ковалентна връзка има йонен хатрактер (41). В контраст, ковалентната връзка въглерод-въглерод, която се формира, между силана и органичната матрицата на композита се смята за по-стабилна на хидролитична атака (126). MPS може да бъде активиран от органични киселини, неорганични киселини или вода.



Фиг. 1. Химична структура на 3-метакрилокси пропил триметокси силан

Ролята на γ -MPS като промотор на адхезията е доказана в редица проучвания (143, 161, 165, 217).



Фиг. 2. Химична структура на 3-акрилоксипропил триметокси силан

В практиката са известни и други силанови свързващи мономери – 3-акрилокси пропил триметокси силан (фиг. 2), 1 –метакрилокси метил триметоксисилан, 3-метакрилокси пропилтрихлоросилан, 3-(4-метакрилоксифенил) пропитрихлоросилан, комбинация от 3-метакрилоксипропилсилил три изоцианат и 3-меркаптопропилтриметокси силан, октилтриметокси силан уретан-диметакрилат силан, винилтриизопропокси силан и други (160, 253, 258, 269).

Нефункционални /омрежващи/ силани.

Те съдържат само реактивни алкокси функционални групи . Целта на този омережващ силан е да формира триизмерна силоксанова мрежа, свързвайки се с функционалните силани. Ефектът от добавяне на омережващи силани към функционални силани е доказан при свързването на композити към циркониев диоксид, титан, стъкло и в стоманената индустрия (162, 164, 181, 254, 260, 288).

Някои от основните търговски марки керамични праймери, предлагани на пазара са представени в табл. 3.

Търговски марки керамични праймери за силикатни керамики Таблица 3

Данни Материал	Производител	Вид на силана	Съдържание
CLEARFIL CERAMIC PRIMER	Kuraray Noritake Dental Inc.	Еднокомпонентен	Ethanol > 80% 3-trimethoxysilylpropyl methacrylate Ethanol < 5% 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
RELYX™ CERAMIC PRIMER	3M ESPE	Еднокомпонентен	Ethanol 70 - 80 % Water 20 - 30% Methacryloxypropyl trimethoxy silane < 2%
GC CERAMIC PRIMER	GC AMERICA INC.	Двукомпонентен	Ethanol 80-95 % Methyl Methacrylate 40-50 % Ethanol 30-40 % Urethane Dimethacrylate 5-10 % 2 Hydroxyethyl Methacrylate 5-10 %
TOKUSO® CERAMIC PRIMER	Tokuyama Dental Corporation	Двукомпонентен	Ethanol 80-100 % 3-methacryloxypropyl trimethoxy silane 1-5 % Ethanol 80-100 % Methacryloxyalkyl acid phosphate 1-5%

Продължение на таблица 3

MONOBOND S	Ivoclar Vivadent	Еднокомпонентен	Ethanol 50-100% Silane methacrylate
INTERFACE™	Sure Dental	Двукомпонентен	Смес от органични и неорганични киселини (Trimethoxysilyl) Propyl Methacrylate
BIS-SILANE™	BISCO, INC.	Двукомпонентен	Ethanol < 95% Silane < 10%
PORCELAIN PRIMER	BISCO, INC.	Еднокомпонентен	Ethanol > 45% Acetone > 45% Silane > 1%
SILANE PRIMER	Kerr Corporation	Еднокомпонентен	Ethyl Alcohol 80-85% Organosilane Ester 15-20%

4.3.2. Механизъм на свързването

Силаните играят ролята на мост за свързване на органични и неорганични материали. Общата формула на функционалните силани е $Y-(CH_2)_m-Si-(OR)_3$. Y е оргонофункционална група, която реагира с органичната матрица. $-(CH_2)_m-$ е свързваща група, а $-OR$ е алкокси група. Функционалните силанови свързващи агенти трябва да бъдат активирани чрез хидролиза, преди да се свържат към субстратната повърхност чрез $-OH$ групи (44). Когато се активират в алкохолна водна среда стават кондензационни и хидролизни реакции (161). Силаните реагират с водата и формират хидрокси-силилови /силанолови/ групи ($-Si-OH$) от съответните метокси силилови /метокси/ групи ($-Si-O-CH_3$). Силаноловите групи, получени в резултат на хидролизата кондензират с повърхностните хидроксилни групи на неорганичните частици и формират ковалентни връзки ($-Si-O-Si-O-$) със силициевия оксид отложен върху силициевата керамика. Силаноловите групи на съседните силанови молекули могат да кондензират една с друга и така се формира полимерен филм върху силициевата повърхност (41, 123). Метакриловите групи на силановата молекула реагират с метакриловите групи на адхезивния цимент чрез полимеризационна реакция на свободните радикали. Получава се междинна фаза, чрез която се свързват двата разнородни в химическо отношение материала.

Реакцията на действие на алкокси силаните включва 4 стъпки. Първоначално се хидролизират трите лабилни алкокси групи. Първата стъпка на хидролизата на силана до силанол е бърза и обратима и протича в кисела среда – рН е около 4. Следва кондензация до олигомери. Те се свързват с водородни връзки с хидроксилните групи на субстрата. Накрая се формират ковалентни връзки със субстрата и се губи вода. Реакциите могат да протекат едновременно след първоначалната стъпка на хидролиза. Обикновено със субстрата се свързва една от трите хидролизирани групи, а другите две са или в свободно състояние или кондензирани. R-групата остава свободна за свързване с органичната фаза. При киселинни условия хидролизните продукти са малки по размери димери и олигомери с нискомолекулно тегло, така че степента на кондензация намалява възможността да се формират олигомери с високомолекулно тегло (220).

4.3.3. Фактори, от които зависи силанизацията

Силоксановият филм е зависим от концентрацията на силана и факторите на третирането - температура, време и влажност на средата (161). Много фактори, като киселинност, присъствие на разтворители, размер на молекулите, период на съхранение и др., могат да окажат влияние върху начина, по който силановите молекули могат да взаимодействат със субстрата, влияейки върху свързващата ефективност (98, 147, 273). За да се ускори механизмът на химично взаимодействие на силана и на неорганичната повърхност реакцията може да бъде катализирана чрез киселинно третиране или топлина (226).

Когато се приложи силан върху керамичната повърхност се образува междуфазов слой. Силаните образуват основно три различни структури в междинната фаза. Най-външният слой се състои от малки олигомери, които могат да се отстранят лесно чрез органични разтворители или вода на стайна температура. Вторият слой се състои от олигомери, аналогични на

тези от първия слой, но е по-здрав свързан, благодарение на формираните единични силоксанови връзки. Той може да се хидролизира чрез гореща вода. В слоя, близък до стъклото силановите молекули са здраво свързани към субстрата и помежду си, и образуват мрежа, която е с висока хидролитична стабилност. За осъществяване на връзката е нужен само един слой силан. Основна част от силана не е необходим и може да окаже негативно влияние. От тук следва, че премахването на външните слоеве и запазването на вътрешния може да подобри връзката (117). Премахването на слабо свързаните силанови молекули може да стане ефективно чрез отмиване с алкохоли и/или вода, непосредствено след нанасянето на силана. Цялостното премахване на водата и етанола е изключително важно, тъй като е в основата на кондензационната полимеризационна реакция, която позволява на силана да се свърже с порцелана. Третирането с топлина спомага за протичането на по-бърза реакция и образуването на по-силно о mreжен и по-здрав силанов слой (36, 170).

Дебелината на силановия слой може да се редуцира чрез нанасянето на силана с четка или микропипета (117).

В литературата са изследвани различни режими за постсиланизационно третиране, част от които са представени в табл. 4.

Изследвания, при които се прилага термична обработка на силана

Таблица 4

Начин на обработка Изследователски екип	Тествани материали	Температура	Източник на топлина	Време	Вид на силана	Начин на нанасяне на силана	Вид на теста
Roulet JF et al. ¹¹⁴ (1995)	Керамика – КДПЦ-керамика	100 °C	Горещ въздух	60 сек.	3-MPS, Винил трихлор силан	Потопяне за 30 сек. в разтвор	Якост на срязване
Monticelli et al. ¹⁷³ (2006)	Фибростъклени щифтове-КДПЦ	38 °C	-	-	3-MPS; GPS, 4-MPTS	С четка, изчакаване за 60 сек.	Микро-якост на опън
Hooshmand et al. ¹¹⁷ (2002)	Керамика – КДПЦ-Керамика	100 °C	Фурна	2 мин.	3-MPS	Потопяне в разтвор за 60 сек. подсушаване за 15сек.	Якост на опън
		50±5 °C	Горещ въздух	15 сек.			
		50±5 °C	Горещ въздух	15 сек.			
		80 °C	Горещ въздух	15 сек.			
50±5 °C	Преварена вода	30 сек.	С четка за 60 сек, подсушаване за 15 сек.				
Shen et al. ²²⁶ (2004)	Керамика-КМ	45±5 °C	Горещ въздух	2 мин.	3-MPS	С четка, изчакаване за 60 сек.	Микро-якост на опън
Sakai et al. ²¹⁷ (2011)	Керамика-КМ	100 °C	Фурна	60 мин.	Шест комерсиални и пет експериментални	1 µl с микропипета	Якост на срязване
Moharamzadeh et al. ¹⁷² (2008)	Керамика – КДПЦ	50±5 °C	Горещ въздух	15 сек.	3-MPS	С четка за 60 сек.	Якост на срязване
		80 °C	Преварена вода	15 сек.			
		50±5 °C	Горещ въздух	30 сек.			
Fabianelli A. et al. ⁹³ (2010)	Керамика-КМ	100 °C	Горещ въздух	60 сек.	3-MPS	С четка за 60 сек.	Микро-якост на опън

Легенда: GPS - glycid-oxi-propyl-trimetil-oxi-silane; 4-MPTS - trimethoxysilyl propylmethacrylate

5. Тестове за определяне на здравината на връзката между керамика и композит

В устната кухня възстановяванията са подложени на циклични натоварвания, предизвикващи сили на огъване, опън и срязване. Във

връзка с това в научната литература се прилагат най-често тестове за якост на срязване (101, 144, 209, 286), микроякост на срязване (148, 221), якост на опън (118) и микроякост на опън (114, 120, 133, 153).

Някои автори препоръчват тестване за якост на срязване, поради пресъздаването на силите в устната кухина, лесното изпълнение и малкото значение на посоката на натоварване (196, 267).

Тестът за микроякост на опън е въведен първоначално, за да може да се установи здравината на връзката на различни материали към малки по площ области на твърдите зъбни тъкани – различни участъци от зъбния емайл (230), нормален и кариозно променен дентин (176). Едно от основните предимства на теста е малката площ на връзката – около 1mm^2 , което позволява по-добро разпределение на натоварването, наличието на по-малко шупли и дефекти в областта на връзката и по-малко кохезивни фрактури в подлежащите на свързване материали. Напречното сечение на образците може да бъде с форма на квадрат със страни между 0,8 – 1,2мм или кръг с площ $0,64 - 1,44\text{mm}^2$, като и при двата варианта напрежението е по-голямо в периферията на връзката, отколкото в центъра (95).

6. Анализ на литературния обзор

От направения литературен обзор се вижда, че адхезията между керамика и композит е проблем, който зависи от множество фактори, има медико-биологично и икономическо значение за лекарите по дентална медицина и пациентите, и е актуален и днес. Редица негови аспекти са намерили **задоволително решение**:

Авторите са единодушни, че връзката между двата материала е от съществено значение за успеха на керамичните протезни конструкции и поправката на фрактурирана керамика (117, 172). Необходимо е да се осигури максимална ефективност на механичните и химичните фактори на адхезията. Като най-ефективни при създаване на ретенционна керамична

повърхност се доказват струйно-абразивната обработка и ецването с киселини, като е възможна и комбинация между двете (54, 214). Най-често използваният ецващ агент е флуороводородната киселина (37, 47, 54, 70, 105, 117, 140, 141, 172, 196, 223). Ролята на силановите свързващи агенти като промотори на химичната адхезия е също добре изяснена (36, 72, 140, 143, 161, 165, 193, 217).

От друга страна увеличаването на концентрацията на киселината и времетраенето на ецване може да доведе до намаляване на якостните характеристики на керамиката и редуциране на здравината на връзката ѝ с композитните материали (32, 46, 47, 55, 70, 118, 214, 237).

Единодушно е мнението, че след механична или химична обработка на керамичната повърхност е необходимо ултразвуково почистване, тъй промиване с водновъздушен спрей не е достатъчно ефективен метод за премахване на повърхностните преципитати и не създава най-благоприятни условия за свързване с композита (49, 61, 159).

Данните от проучената литература показват, че контактът на подлежащата на свързване с композиционен материал керамичната повърхност с течностите в устната кухина или силиконови материали може да се отрази негативно върху здравината и дълготрайността на връзката (64, 136, 206, 234, 252, 284). Поради тази причина преди циментиране е необходимо почистване на повърхността.

Авторите са единодушни относно високия здравен риск за лекуващия екип и пациента при употребата на флуороводородна киселина и необходимостта от допълнителни изследвания за повишаване на здравината на връзката без да е необходима нейната употреба. Докладвани са и недостатъците при контакт на киселината с твърдите зъбни тъкани (151, 202, 224).

Топлинното третиране на силана повишава силата на химичната адхезия между разнородните в химично отношение субстрати (93, 117, 172, 173, 195, 214, 217, 226).

Редица аспекти при обработването на керамичните материали **не са решени в достатъчна степен:**

Известни са данните за честотата на фрактури на металокерамичните и керамичните протезни конструкции в чуждестранната литература, но има необходимост от проучване на честотата и вида на използваните изцяло керамични и металокерамични протезни конструкции, честотата на фрактуриране на порцелана и методите за обработване на керамичната повърхност за свързване с композитни материали у нас.

Ецването на керамичната повърхност е достатъчно ефективна процедура, но видът на ецващия агент може да е различен (47, 70, 73, 128, 140, 196, 223, 251). HF създава най-добри условия от гледна точка на ефективността и времетраенето на процедурата, но е с подчертана опасност за здравето на пациентите и лекуващия екип, особено при интраорални поправки. APF и ANB са по-безопасни, но тяхната ефективност е намалена или е необходимо многократно по-дълго време за постигане на желания ефект (128, 140, 196, 251).

От друга страна ефективността на ецването зависи от концентрацията и времетраенето на въздействие на HF. Тези фактори се различават значително при различните автори и е необходимо да са съобразени с вида на използваната керамика (47, 70, 73, 128, 140, 196, 223, 251). Някои видове керамика не са податливи на действието на ецващите агенти и изискват специфични апарати за струйно-абразивна обработка и условия на ецване.

Не напълно изяснен е въпросът с оптималната среда за ултразвуково почистване на обработената керамика, въпреки че ултразвуковото почистване на преципитатите може да се извърши ефективно в

дестилирана вода, дори и за сравнително кратък период на престой (23, 39, 45, 49, 61, 83, 124, 128, 159, 172).

Дискутабилен е въпросът за условията на постсиланизационното топлинно третиране на силановите свързващи агенти, тъй като авторите препоръчват температури между 21 и 100 °С, приложени чрез горещ въздух, преварена вода, фурна или комбинация между тях. Времетраенето на въздействие на термичния фактор също варира (93, 117, 172, 173, 195, 214, 217, 226).

Липсват данни за апаратура, чието специфично предназначение да е термичната обработка на силановите свързващи агенти.

Нерешен е въпросът за премахването на повърхностните замърсявания и преципитати при интраорални поправки на отчупена керамика.

Като се вземат под внимание решените, непълно решение и нерешените въпроси, се стигна до заключението, че са необходими допълнителни проучвания относно методите за обработка на керамичната повърхност за свързване с композит и режимите на термично третиране на силанизираната керамична повърхност, посредством специално предназначена за целта апаратура.

Необходимостта от тези изследвания ни дава основание да считаме, че те биха могли да бъдат цел на дисертационен труд.

III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

Цел: Целта на настоящия дисертационен труд е, чрез подходящи температурни режими на третиране на покритата със силан керамична повърхност да се повиши здравината на връзката между керамика и композит при фиксиране на керамични конструкции и при поправки на фрактурирана керамика от металокерамични и керамични конструкции, за да се увеличи клиничната им дълготрайност и да се елиминира употребата на флуороводородната киселина като ецващ агент, с което ще се намали здравния риск за лекуващия екип и пациента.

За изпълнение на така формулираната цел си поставихме следните задачи:

Задача 1. Да се състави анкета до лекарите по дентална медицина относно честотата и вида на използваните изцяло керамични и металокерамични протезни конструкции, честотата на фрактуриране на порцелана и методите за обработване на керамичната повърхност за свързване с композитни материали.

Задача 2. Да се извърши електронно-микроскопско изследване на керамични опитни образци, обработени с ецващ агент и да се изследва дебелината и морфологията на силановия слой при различни температурни третираня на силана.

Задача 3. Да се конструира апарат за подаване на горещ въздух с регулируема температура.

Задача 4. Да се изследва здравината на връзката между три вида керамика и композитен материал при различни методи на обработка на опитните образци.

Задача 5. Да се разработи и изследва нова методика за подготовка на керамичната повърхност за свързване с композиционен материал.

СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ

IV. МАТЕРИАЛ

За целите на настоящия дисертационен труд беше съставена анкета до 206 лекари по дентална медицина. От тях 66,33% жени и 33,67% мъже на възраст между 24 и 70 години. Анкетните карти бяха предоставени за попълване на лекари по дентална медицина в три областни града - София, Плевен и Велико Търново, в периода 09.2012 – 05.2013 г.

За извършване на електронно-микроскопското изследване бяха изработени по 14 керамични образеца от три вида керамика: Heracem press (прес керамика, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany), EX-3 (синтетичен фелдшпатов порцелан за инкрустация на метална инфраструктура, Kuraray Noritake Dental, Japan), литиево дисиликатна прес керамика E.max press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein). След обработка с флуороводородна киселина (IPS Ceramic Etching gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) образците бяха подготвени за СЕМ изследване. Лабораторните материали използвани при изработването на образците са същите, които са използвани при работата по четвърта задача. Наблюдаваните промени бяха фотодокументирани. За изследване на дебелината и морфологията на силиановия слой бяха използвани покривни стъкла и силианов свързващ агент (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein).

При конструирането на апарата за горещ въздух с регулируема температура бяха използвани нагревателен блок от пистолет за горещ въздух, регулатор на мощността, алуминиев радиатор, термометър с термодвойка тип К, силиконова тръба, ръкохватка от полиацетат и крепежни елементи. За да се осигури възможност за почистване и дезинфекция така изолираните тръби се покриха с термосвиваем PVC шлаух. Всички компоненти на апарата, с изключение на тръбите и

ръкохватката са позиционирани в кутия от студено валцована стомана с дебелина 2мм.

За да се установи ефективността на различните методи на повърхностна обработка на керамичната повърхност, като част от подготовката за свързването ѝ с композит бяха изработени общо 243 опитни образеца, по 81 от всеки от следните видове керамика: Heraceraм press, EX-3, E.max press. Това се извърши с помощта на матрици от дублиран адитивен силикон Elite Double 8 (Zhermack Technical, Badia Polesine, Italy). Използваните опаковъчни маси бяха Heravest press (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany) за Heraceraм press и IPS Press Vest Speed (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) за E.max press.

За подгряване на муфите беше използвана муфелна пещ (VOP, Ботевград, България).

Опитните тела от трите вида керамика се подложиха на температурен режим на обработка в пещ CeramicMaster Press (VOP, Ботевград, България).

Те бяха разпределени в 9 групи по 9 образеца. Образците от прес керамика бяха почистени от опаковъчната маса с 30 μm силициев диоксид Zeta sand (Zhermack Technical, Badia Polesine, Italy) на пясъкоструен апарат Kgrupp. Групите бяха стандартизирани по отношение на размера на повърхността им, подлежаща на свързване с композита с помощта на диамантени дискове и гумички с намаляваща абразивност. Финалната обработка беше извършена с полирна гума Drendel + Zweiling (LOT 060907). За химична обработка на керамиката се използва 5% флуороводородна киселина IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) и силанов свързващ агент (Monpobond Plus). Беше нанесен адезив Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, USA). След съответното третиране към опитните образци беше нанесен композиционен материал Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul, USA), цвят А2 и получените тестови единици се подложиха на изследване за якост на опън.

V. МЕТОДИКИ

1. Методика по първа задача

Разработен е анкетен лист, съдържащ 23 въпроса, отговорът на които дава информация за:

1) Социодемографските характеристики на анкетираните лица (пол, възраст, от колко време работят с безметални конструкции – въпроси № 1, 2, 18).

2) Видовете естетични конструкции, които изработват и предпочитаните материали (въпроси № 3-6).

3) Методите за обработка на керамиките, съдържащи силициев диоксид (въпроси № 7-11).

4) Честотата на случаите на отчупена керамика от металокерамичните и керамичните конструкции и отлепени изцяло керамични реставрации (въпроси № 12, 19).

5) Честотата на интраорални поправки на отчупена керамика и методите на обработка на останалата в устата част преди нанасянето на композит (въпроси № 13, 14).

6) Средната издръжливост на направените поправки и недостатъците на използваните методи (въпроси № 15, 16).

7) Методите за обработка на високоякостните керамики с изцяло кристална фаза (въпрос №17).

8) Видовете цименти, използвани за фиксиране на различните видове изцяло керамични конструкции (въпроси №20, 21).

9) Познаването на рисковете, свързани с употребата на флуороводородна киселина и първичните медицински мерки при контаминация с нея (въпроси № 22, 23).

Анкетата е представена в приложение 1.

2. Методика по втора задача

От всеки вид керамика бяха изработени по 14 опитни тела с форма на правоъгълен паралелепипед със сечение 2x2mm и дължина 5-7 mm.

За изработването на опитните образци бяха използвани матрици от дублиран адитивен силикон (фиг. 3).

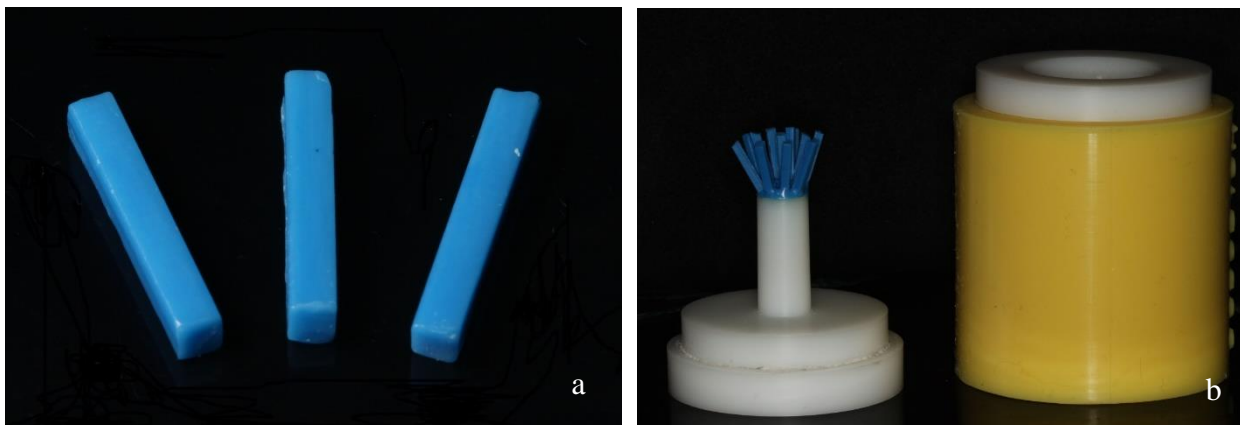


Фиг. 3. Матрица от дублиран адитивен силикон

От Heraceram Press бяха изработени восъчни пръчици от моделажен восък с форма на правоъгълен паралелепипед със сечение 2x2mm и дължина 10mm (фиг. 4).

Восъчните прототипи се опаковаха в огнеупорна опаковъчна маса Heravest press в 200 грамови муфи при съотношение течност:дестилирана вода 40ml:10ml, според инструкциите на производителя. След 30 мин. муфата беше освободена от силиконовия калъп и беше поставена за 40 мин. в муфелна пещ (VOP, България, фиг. 14), предварително загрята на 850°C. Керамиката беше пресована според инструкциите на производителя в пещ за керамика Ceramic Master (VOP, България, фиг. 14). Образците бяха освободени от муфата според инструкциите на производителя и бяха

почистени от опаковъчната маса с 30 μ m силициев диоксид при налягане 2,5 Bar и разстояние 1 cm. Образците бяха обработени с диамантен диск, монтиран на зъботехнически микроomotor до стандартни размери - сечение 2x2mm и дължина 5-7 mm.



Фиг. 4. Етапи от изработването на керамичните образци: а) Восъчни прототипи от моделажен восък; б) Подготвени за опаковане восъчни прототипи

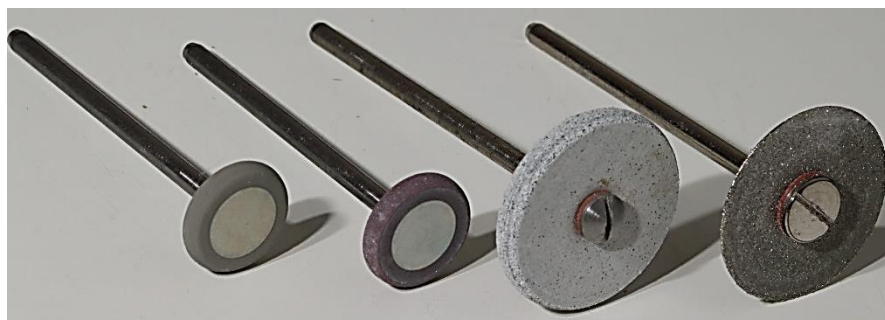
От E.max press бяха изработени восъчни пръчки по аналогична технология и размери с Heraceram Press. Восъчните прототипи се опаковаха в огнеупорна опаковъчна маса IPS Press Vest Speed в 200 грамови муфи при съотношение течност:дестилирана вода 32ml:22ml според инструкциите на производителя. Загряването на муфите се извърши в муфелна пещ при температура 850°C за 60 мин. Керамиката беше пресована според инструкциите на производителя със следния температурен режим: стартова температура 700°C, скорост на покачване на температурата 60°C/min., T 930°C, H 25 min., V1 500°C, V2 930°C. Последващите етапи на подготовка на образците са същите като вече описаните при изработването на образците от Heraceram press.

Фелдшпатовата керамика EX-3 беше размесена с дестилирана вода до получаването на хомогенна маса. Чрез последователно нанасяне и кондензиране на керамичната маса се оформиха тела с размери 2x2mm и

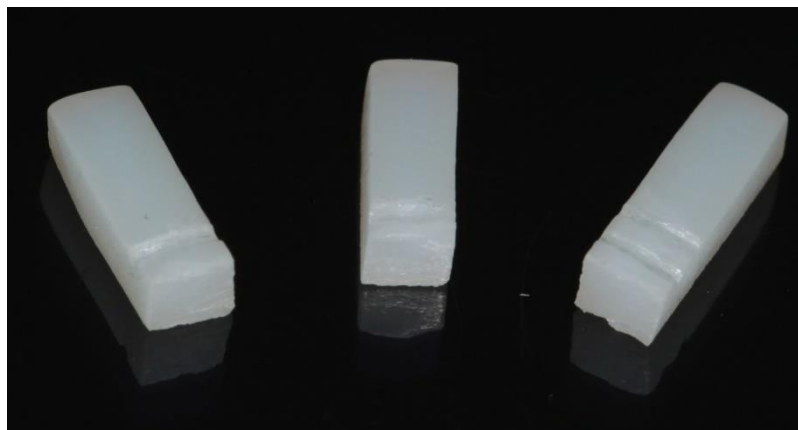
дължина 23mm. Те бяха извадени внимателно от силиконовата матрица и се поставиха върху термоустойчива плочка, след което се синтероваха при следния температурен режим: сушене 10 min., стартова температура 600°C, старт на вакуума при 600°C, скорост на нарастване 45°C/min., изключване на вакуума при 940°C, температура на печене 950°C, охлаждане 4 min. Корекционно синтероване се извърши при следния температурен режим: сушене 7 min., стартова температура 600 °C, старт на вакуума при 600°C, скорост на нарастване 45°C/min., изключване на вакуума при 910°C, температура на печене 920°C, охлаждане 4 min. Последва стандартизиране на размерите и повърхностна обработка по описаната вече последователност.

Една от страните на опитните тела бе подложена на полиране с гумички с три степени на абразивност, до получаването на огледална повърхност (фиг. 5 и 6). Финалната обработка беше извършена с полирна гума Drendel + Zwilling (LOT 060907).

Образците от всеки вид керамика се разделиха на две групи по седем образца. Първата група образци беше обработена с флуороводородна киселина, както следва: Heraceram Press и EX-3 за 120 сек., а E.max Press за 20 сек. (групи ЕНФ, ЕХНФ, ННФ), докато втората група беше изследвана при полирана повърхност (групи ЕР, ЕХР, НР). След обработката образците и от двете групи на трите вида керамика бяха почистени в ултразвукова ваничка с дестилирана вода за 10 мин.



Фиг. 5. Комплект инструменти за шлифоване и полиране

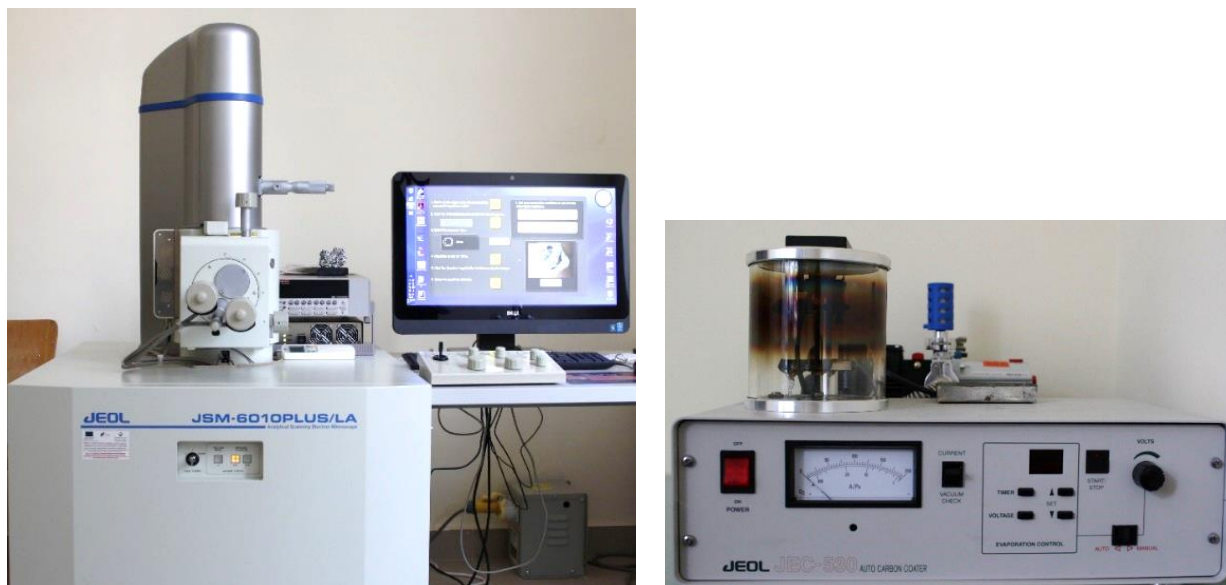


Фиг. 6. *Опитни керамични образци за СЕМ изследване на повърхностната морфология*

Изследването на образците се осъществи в изследователска лаборатория в Геологопроучвателен факултет, МГУ „Св. Иван Рилски“ – София. Опитните образци бяха монтирани върху специални плочки, след което бяха покрити с въглерод за осигуряване на електропроводимост в апарат JEOL JEC-530 (Jeol Ltd., Tokyo, Japan) (фиг. 8). Плочките бяха фиксирани в съответните държачи (фиг. 7) и наблюдавани на сканиращ електронен микроскоп JEOL JSM-6010PLUS/LA (Jeol Ltd., Tokyo, Japan) (фиг. 8)



Фиг. 7. *Опитни образци, монтирани върху плочки в държача*



Фиг. 8. Сканиращ електронен микроскоп JEOL JSM-6010PLUS/LA и апарат за карбоново покритие JEOL JEC-530, използвани в проучването

За електронно-микроскопското изследване, силиновият свързващ агент беше нанесен върху субстрат - покривно стъкло 22/22мм. (Gerhard Menzel Glasbearbeitungswerk B.V. & Co. KG, Braunschweig, Germany,

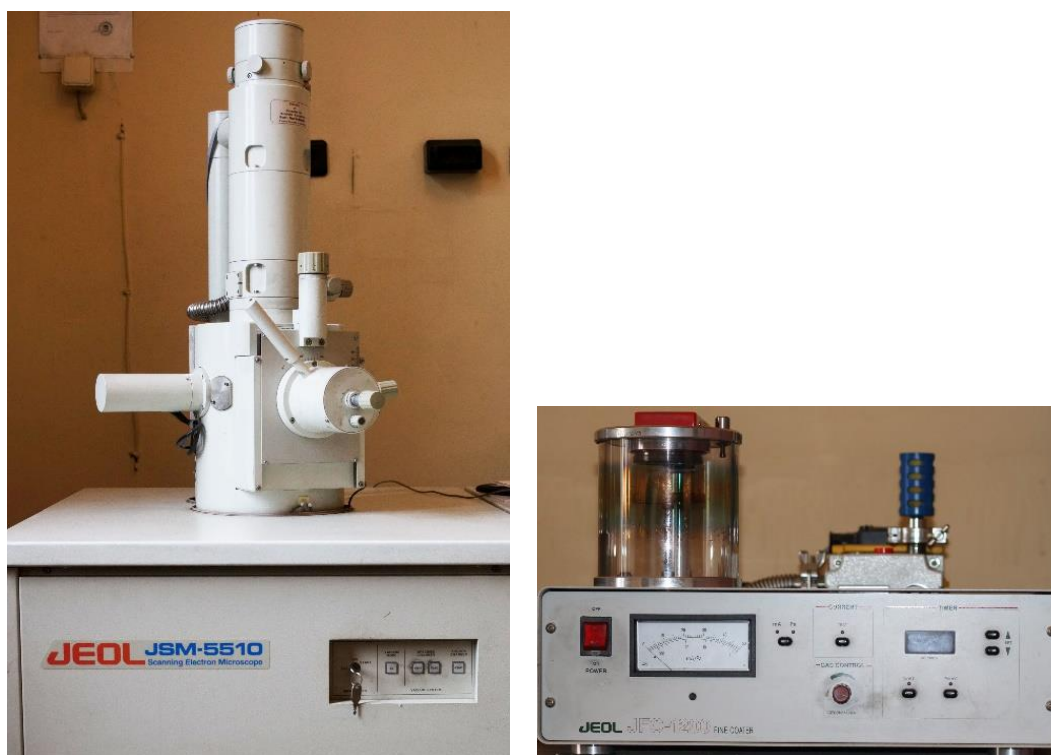


Фиг. 9. Покривни стъкла 22x22 мм бутилката. След една минута силианът беше подложен на някои от следните ретирания:

1. Въздух на 20°C – група S20
2. Горещ въздух на 38°C – група S38
3. Горещ въздух на 50°C – група S50
4. Горещ въздух на 100°C – група S100

5. Горещ въздух на 120°C – група S120

Образците бяха счупени непосредствено преди микроскопското изследване, за да са налични пресни срезове повърхности. Те бяха покрити със злато за подобрена проводимост в апарат Jeol JFC 1200 (Jeol Ltd., Токуо, Япон) и наблюдавани със сканиращ електронен микроскоп Jeol JSM 5510 (Jeol Ltd., Токуо, Япон) (фиг. 10). Покритието със злато е по-подходящо от покритието с въглерод поради органичния характер на силана. Изследването се извърши в лаборатория за рентгеноструктурен анализ във Факултета по химия и фармация към СУ „Св. Климент Охридски“.



Фиг. 10. Сканиращ електронен микроскоп JEOL JSM-5510 и апарат за златно покритие JEOL JFC 1200, използвани в проучването

3. Методика по трета задача

За конструиране на апарата се извърши следното:

1. Проучиха се наличните на пазара апарати за обработване на материали с горещ въздух.

Като основно изискване към апарата поставихме възможността да генерира въздух с регулируема температура в температурния диапазон от 38°C до 120°C и да поддържа тази температура постоянна в рамките поне на две минути. Захранващото напрежение е необходимо да отговаря на българските стандарти - 220V, 50 Hz.

2. Бяха анализирани данните в научната литература относно апаратите, използвани за топлинна обработка на силиановите свързващи агенти.

3. Анализираха се изискванията към апарата и се определиха компонентите, които да осигурят постигането на тези изисквания.

За контрол на температурата бе необходимо отчитането да става при изхода на отвеждащата тръба. Температурният диапазон за обработване на керамиката е от 38°C до 120°C, което налага термометърът да функционира в тези граници с необходим резерв. Друга необходима характеристика на апарата е постепенното, фино регулиране на подаваната температура.

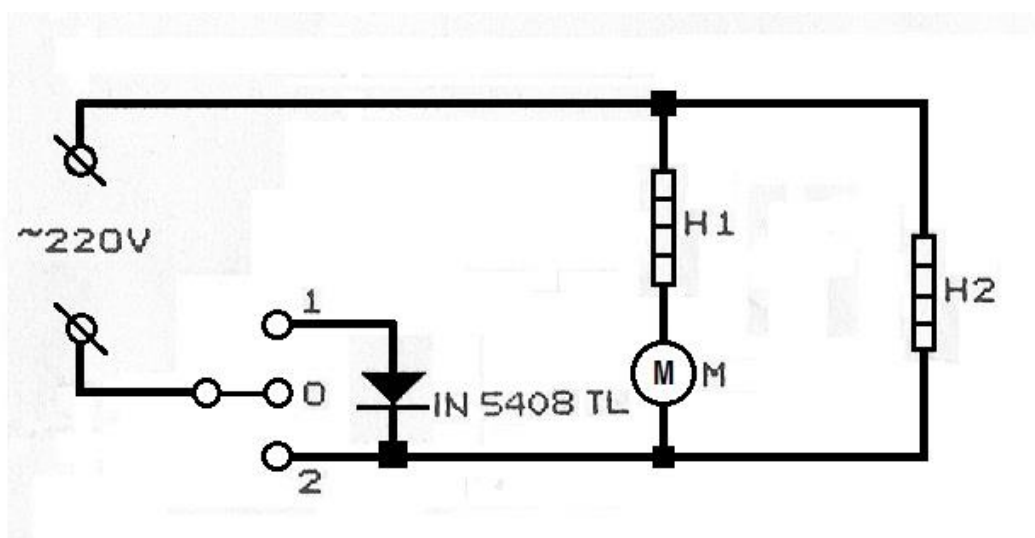
Бяха използвани фабрични нагреватели, които се реконструираха за максимално изпълнение на поставените изисквания. За целта към нагревателите бе необходимо да се свърже регулатор на мощността, позволяващ консумация над реално използваната.

Апаратът за горещ въздух се състои от следните основни компоненти:

1. Нагревателен блок:

Нагревателният блок се състои от два канталови нагревателни елемента – малък с мощност 200 W (H1), голям с мощност 1260 W (H2) и електромотор (M) с мощност 40 W.

Към нагревателния блок бе прикрепен електромотор с турбина за обдухване на нагревателните елементи и насочване на temperираната струя към изхода на блока. Захранващото напрежение е 220V, 50 Hz, максималната мощност е 1500 W (при едновременна работа на двата нагревателя). Апаратът може да оперира при два работни режима. Първият режим се характеризира с максимална генерирана температура - 250°C и дебит на въздуха 250 l/min. Максимална температура при втори режим е 500°C, а дебитът на въздуха - 500 l/min. Блокът е организиран по следния начин: малкият нагревател е свързан последователно с електромотора на турбината, а големият е свързан успоредно с кръга на малкия (фиг. 11).



Фиг. 11. Принципна електрическа схема на нагревателния блок

При първия режим работят двата нагревателя и електромотора. Мощността им е намалена наполовина от изправителен диод IN 5408 TL. При втория режим се изключва диода от веригата, и нагревателите, и електромоторът работят на пълна мощност.

2. Регулатор на мощност TM-EL 903:

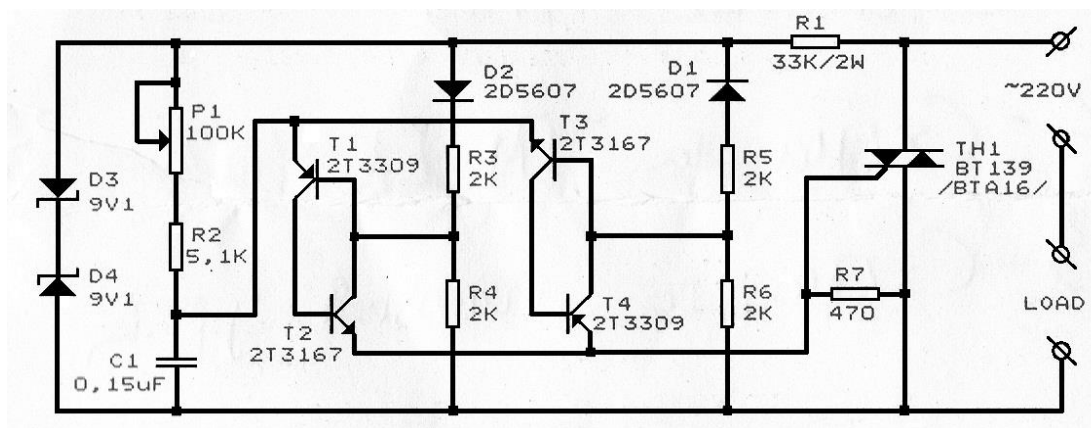
Използва се за плавно изменение на товара в различни електрически уреди с по-голяма мощност. Обхватът на регулиране е от нула до максималната мощност за двата полупериода на захранващото напрежение. Регулаторът е със следните технически характеристики:

-захранващо напрежение - 220V, 50Hz

-максимална мощност на товара – 3,5 kW

-обхват на регулиране – от 0 до максимална мощност

Схемата на регулатора е показана на фиг.12.



Фиг. 12. Принципна електрическа схема на регулатора на мощността TM-EL 903

Управлението на мощността се извършва по фазовоимпулсия метод, при който ток през товара тече само за определена част от всеки полупериод. Тази част може да се регулира и с това да се променя мощността. Управляващите импулси за семистора TH1 се формират от две вериги:

- За положителния полупериод - от групата елементи T1, T2, D2, R3, R4
- За отрицателния полупериод - от групата елементи T3, T4, D1, R5 и R6.

Транзисторите T1 и T2 (T3 и T4) са свързани аналогично на еднопреходен транзистор (двубазов диод) с различна полярност. При повишаване на напрежението върху C1 до определено ниво се отпушва съответния еднопреходен транзистор и се подава импулс към управляващия извод на семистора. Елементите P1, R2, C1 образуват времезадаваща верига. С потенциометър P1 се променя нивото на

напрежението, до което се зарежда C1, а от там и момента на отпушване на семистора. Елементите R1, D3 и D4 съставят стабилизатор на напрежение, захранващ схемата.

3. Термометър модел TM902C:

Термометърът работи с термодвойка тип К (NiCe-NiAl). Има стандартна букса за термодвойка тип К, LCD дисплей, LSI интегрирана електронна схема. Уредът е компактен и лек, с висока точност и широк измервателен обхват. Стандартно е окомплектован с термодвойка TP-01, която е подходяща за измерване на температури до 250°C. Техническите характеристики на термометъра са следните:

- Захранване – батерия 6F22, 9 V
- Консумация – 14 mW
- Импенданс – 10 MΩ
- Влажност - <80% RH
- Резолуция на дисплея - 1°C.

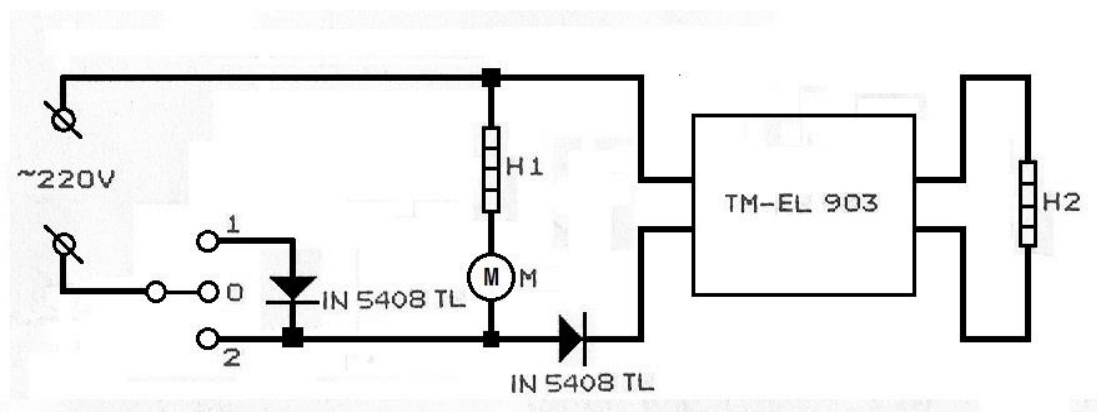
Точността на измерване на термометъра в съветните температурни диапазони е следната:

- От -50°C до -40°C - $\pm 4^\circ\text{C}$
- От -40°C до -20°C - $\pm 3^\circ\text{C}$
- От -20°C до 0°C - $\pm 2^\circ\text{C}$
- От 0°C до 250°C - $\pm (0.75\% + 1^\circ\text{C})$

Към изхода на нагревателния блок е свързан прецизен накрайник от неръждаема стомана, осъществяващ прехода от Ø34 към Ø10. Към него е свързана силиконова тръба с вътрешен диаметър 10mm, дължина 600mm, дебелина на стената 2mm и максимална работна температура 200°C.

Силиконовата тръба отвежда горещия въздух от нагревателите към работната ръкохватка.

За постигане на желаните граници на работна температура към мощния нагревател е свързан регулатора на мощността. При първия режим работят последователно свързани изправителният диод, малкият нагревател и електромоторът и успоредно на тази верига регулаторът на мощността с големия нагревател. Тъй като достигнатият по този начин диапазон на работната температура бе над изисквания, към кръга на регулатора и големия нагревател е прибавен втори изправителен диод, който е в посоката на първия и е включен във веригата и при двата режима на работа. При втория режим са активни последователно свързани малкият нагревател и електромоторът и успоредно на тях вторият изправителен диод, регулаторът на мощността и големият нагревател. Двата диода запущват общ полупериод при първия режим на работа. При проведените пробни тестове на апарата се установи, че желаната минимална температура се достига при показания на потенциометъра $80\text{ k}\Omega$, а максималната при показания - $50\text{ k}\Omega$. За концентриране на изходната температура в желаните граници на температурата и за по-прецизна механична настройка на температурните режими потенциометърът P1 бе заменен от последователно свързани резистор $50\text{ k}\Omega$ и три потенциометъра от по $10\text{ k}\Omega$. Цялата схема е подсигурана с два предпазни бушона тип 5x20 от 3.15A (фиг. 13).



Фиг. 13. Принципна електрическа схема на апарата

Необходимо беше компонентите да се позиционират в кутия с достатъчно добри механични качества, осигуряваща едновременно надеждност на апарата и възможност за създаването на нарези в стените.

Елементите на апарата, с изключение на силиконовата тръба и ръкохватката, се поставиха в специално проектирана за целта кутия. За нейната изработката се използва студено валцована ламарина от черна стомана с дебелина 2мм. Детайлите бяха изчертани на Solid Works, след което са лазерно срязани и сгънати на абкант. Кутията бе разделена на две отделения. Нагревателният блок се позиционира отделно от всички останали елементи на изделието, заради топлината, която отделя при работа. Зад турбината бе предвидена желюза, чрез която да се регулира дебитата на входящия въздух. Върху кутията бяха изрязани отвори с обща форма на окръжност и централен отвор. Изрязана бе и шайба, която да дублира контурите им. Шайбата е закрепена към кутията с винт, който преминава свободно през нея и пружинка, която я притиска към кутията. Чрез въртеливи движения на шайбата се увеличава и намалява общото сечение на получените отвори. Кутията беше подложена на прахово боядисване.

Предимство на апарата би била възможността да се използва при интраорални поправки, т.е. наличието на достатъчно дълъг шлаух,

позволяващ отвеждането на генерираната топлина до устата на пациента. За целта са необходими термоустойчиви, гъвкави и пластични материали.

Ръкохватка, предвидена да влезе в контакт с устните тъкани е необходимо да бъде автоклавируема. Прототип на ръкохватката беше изготвен от Илиян Цачев от фирма Oviron Electronics (Варна, България), специализирана в производството на българска медицинска апаратура. Проектът беше изчертан на Autocad и е представен в приложение 2. Материалът, от който се изработи ръкохватката е специално предвиден за медицински изделия - полиацетат Tesaform AN POM. Ръкохватката беше стругована от пластмасова пръчка с диаметър 20 мм с помощта на кобалтов профилен нож номер две и свредла за пластмаса с Ø6 и Ø4.

От гледна точка предпазване от предаване на инфекции освен необходимостта от автоклавируема ръкохватка е важна възможността за дезинфекция на частите на апарата. Тя може да се осъществи чрез подходящи дезинфектанти за повърхности под формата на аерозол или предварително напоени кърпички .

4. Бяха проведени няколкократни пробни теста.

Разработването на апарата се реализира благодарение на съвместната работа с доц. Ангел Зъбчев (МЕМФ, МГУ „Св. Иван Рилски“ – София) и Диян Касабов (завършил специалност „Зъботехник“ в Медицински колеж „Й. Филаретова“, МУ-София).

4. Методика по четвърта задача

За изработването на опитните образци бяха използвани матрици от дублиран адитивен силикон (фиг. 3)

От Heraceram Press бяха изработени восъчни пръчици от моделажен восък с форма на правоъгълен паралелепипед със сечение 2x2mm и дължина 10mm (фиг. 4).

Восъчните прототипи се опаковаха в огнеупорна опаковъчна маса



Heravest press в 200 грамови муфи при съотношение течност:дестилирана вода 40ml:10ml, според инструкциите на производителя. След 30 мин. муфата беше освободена от силиконовия калъп и беше поставена за 40 мин. в муфелна пещ (VOP, фиг. 14),



предварително загрята на 850°C. Керамиката беше пресована според инструкциите на производителя в пещ за керамика Ceramic Master (VOP, фиг. 14).

Фиг. 14. Муфелна пещ и пещ за пресоване на керамика

Образците бяха освободени от муфата според инструкциите на производителя и бяха почистени от опаковъчната маса с 30µm силициев диоксид при налягане 2,5 Bar и разстояние 1 cm. Размерите на опитните тела бяха стандартизирани до размери 2x2mm с точност до ± 0,05mm. Челото на всеки образец беше обработено с диамантен диск и последователност от полирни гумички с три степени на абразивност, до получаването на огледална повърхност (фиг. 5). Финалната обработка беше извършена с полирна гума Drendel + Zweiling (LOT 060907).

От E.max press бяха изработени восъчни пръчки по аналогична технология и размери с Heraceram Press. Восъчните прототипи се

опаковаха в огнеупорна опаковъчна маса IPS Press Vest Speed в 200 грамови муфи при съотношение течност:дестилирана вода 32 ml:22 ml, според инструкциите на производителя. Загриването на муфите се извърши в муфелна пещ при температура 850°C за 60 мин. Керамиката беше пресована според инструкциите на производителя със следния температурен режим: стартова температура 700°C, скорост на покачване на температурата 60°C/min., T 930°C, H 25 min., V1 500°C, V2 930°C. Последващите етапи на подготовка на образците са същите като вече описаните при изработването на образците от Heraceram press.

Фелдшاپтовата керамика EX-3 беше размесена с дестилирана вода до получаването на хомогенна маса. Чрез последователно нанасяне и кондензиране на керамичната маса се оформиха тела с размери 2x2mm и дължина 23mm. Те бяха извадени внимателно от силиконовата матрица и се поставиха върху термоустойчива плочка, след което се синтероваха при следния температурен режим: сушене 10 min., стартова температура 600°C, старт на вакуума при 600°C, скорост на нарастване 45°C/min., изключване на вакуума при 940°C, температура на печене 950°C, охлаждане 4 min. Корекционно синтероване се извърши при следния температурен режим: сушене 7 min., стартова температура 600 °C, старт на вакуума при 600°C, скорост на нарастване 45°C/min., изключване на вакуума при 910°C, температура на печене 920°C, охлаждане 4 min. Последва стандартизиране на размерите и повърхностна обработка по описаната вече последователност.

Получените 81 образца от всеки вид керамика се разпределиха по равно, в 9 групи по 9 броя. След почистване в ултразвукова ваничка с дестилирана вода за 5 минути, всяка група беше подложена на едно от следните повърхностни третираня:

1-ви метод. Без последващо третиране (групи ЕС, ЕХС, НС - контролни групи).

2-ри метод. Нанасяне на 5% HF за 120 сек., промивка с водно-въздушен спрей за 20 сек., нанасяне на силан за 15 сек., престой на силана за 60 сек., продухване с въздух на стайна температура за 60 сек., нанасяне на адхезив за 15 сек. и полимеризация за 20 сек. Образците от E.max Press бяха ецнати за 20 сек. според инструкциите на производителя (групи EHF, EXHF, HNF).

3-ти метод. Нанасяне на силан за 15 сек., престой на силана за 60 сек., продухване с въздух на стайна температура (20°C) за 60 сек., нанасяне на адхезив за 15 сек. и полимеризация за 20 сек. (групи ES20, EXS20, HS20).

4-ти метод. Нанасяне на силан за 15 сек., престой на силана за 60 сек., продухване с въздух на 38°C за 60 сек., нанасяне на адхезив за 15 сек. и полимеризация за 20 сек. (групи ES38, EXS38, HS38).

5-ти метод. Разграпавяване с диамантен пилител със зелена маркировка при водно охлаждане и скорост 150000 об/мин., подсушаване с въздух, нанасяне на силан за 15 сек., престой на силана за 60 сек., продухване с въздух на 38°C за 60 сек., нанасяне на адхезив за 15 сек. и полимеризация за 20 сек. (групи ER38, EXR38, HR38).

6-ти метод. Нанасяне на силан за 15 сек., престой на силана за 60 сек., продухване с въздух на 50°C за 60 сек., нанасяне на адхезив за 15 сек. и полимеризация за 20 сек. (групи ES50, EXS50, HS50)

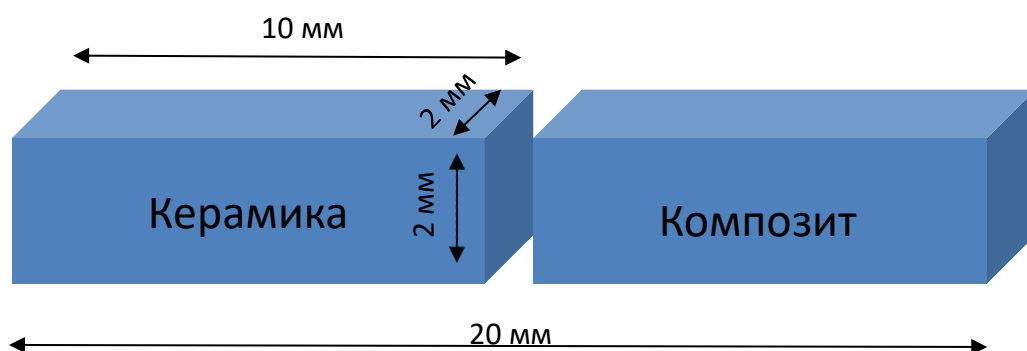
7-ми метод. Нанасяне на силан за 15 сек., престой на силана за 60 сек., продухване с въздух на 100°C за 60 сек., нанасяне на адхезив за 15 сек. и полимеризация за 20 сек. (групи ES100, EXS100, HS100).

8-ми метод. Нанасяне на силан за 15 сек., престой на силана за 60 сек., продухване с въздух на 120°C за 60 сек., нанасяне на адхезив за 15 сек. и полимеризация за 20 сек. (групи ES120, EXS120, HS120).

9-ти метод. Нанасяне на силан за 15 сек., престой на силана за 60 сек., продухване с въздух на 38°C за 30 сек., промивка с вода за 20 сек.,

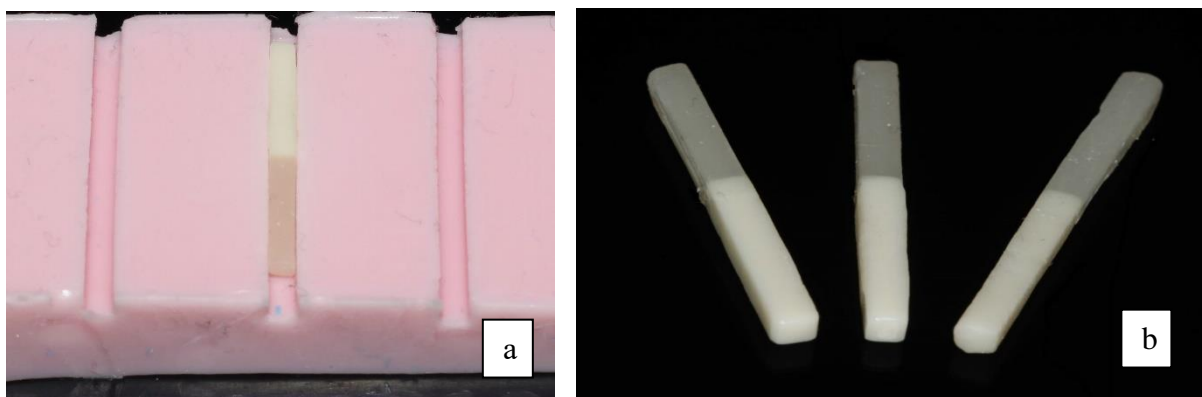
продухване с въздух на 38°C за 30 сек., нанасяне на адхезив за 15 сек. и полимеризация за 20 сек. (групи ES38Н, EXS38Н, HS38Н).

След обработката опитните тела бяха поставени в силиконова матрица и към челната им повърхност беше нанесен композитният материал до оформянето на гредички с дължина приблизително 20мм (фиг. 15).



Фиг. 15. Схематично представяне на опитните образци за тестване на якост на опън

КМ беше фотополимеризиран за 20 сек., след което опитното тяло се отстригна от матрицата и се фотополимеризира допълнително за 40 сек. Етапи на изработката са представени на фиг. 16.



Фиг. 16. Изработване на опитните тела: а) Нанасяне на фотополимеризиращ композит в силиконовата матрица; б) Готови за тестване на якост на опън опитни тела

Опитните тела се подложиха на тестване за якост на опън в якост изпитваща машина LMT-100 (LAM Technologies, Florence, Italy) при скорост на натоварването 1 mm/min. (фиг. 17).



Фиг. 17. Якост изпитваща машина LTM 100.

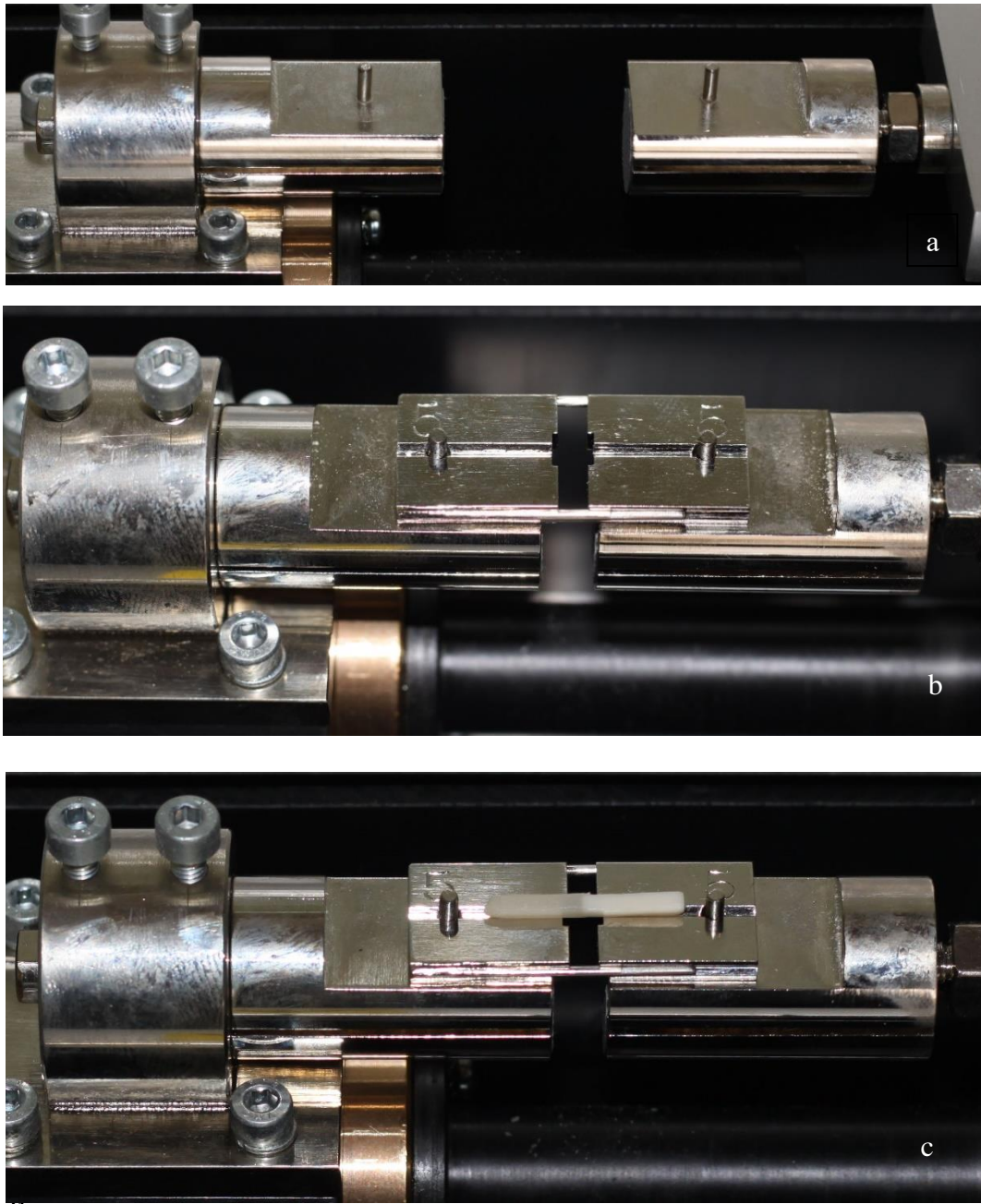
Успоредността на прилаганите сили се осигури чрез фиксиране на опитното тяло в специално предвидени за целта улеи в монтажните пластинки и направляващите щифтове, разположени от двете страни на пластините (фиг. 18). Изследванията бяха извършени в ЛЕИДМ на ФДМ към МУ – София.

Формираните групи са представени в табл. 5.

Тестови групи в четвърта задача според метода на третиране

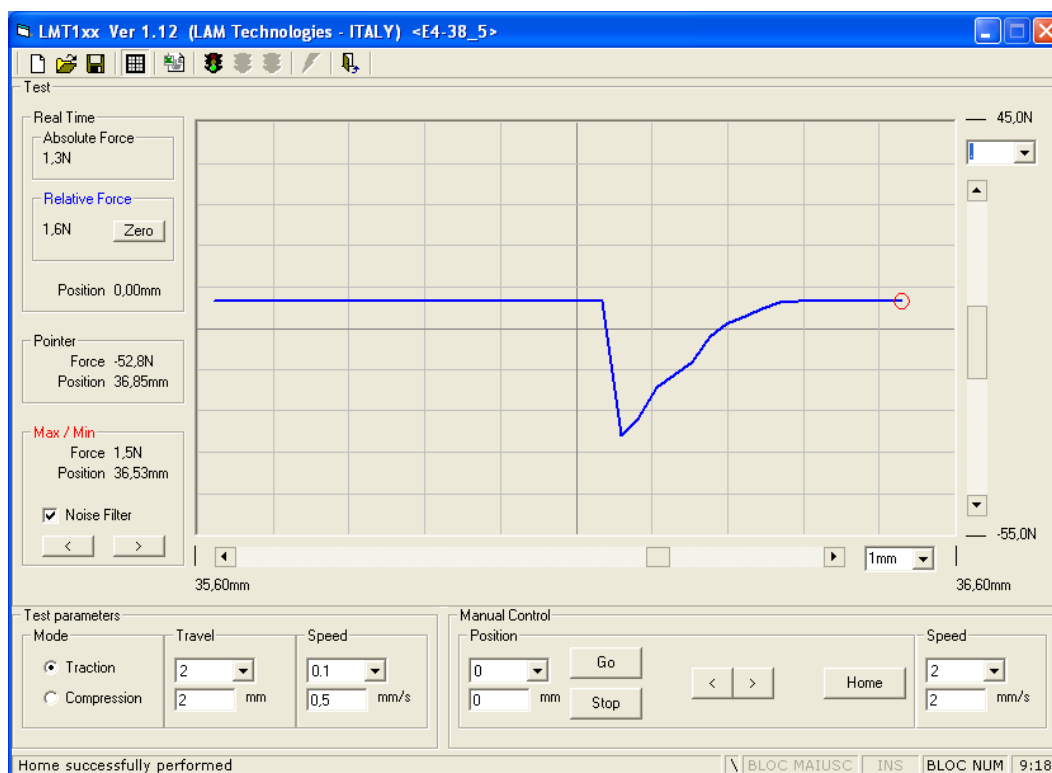
Таблица 5

Метод на третиране / Вид на керамиката	1-ви	2-ри	3-ти	4-ти	5-ти	6-ти	7-ми	8-ми	9-ти
E.max Press	EC	EHF	ES20	ES38	ER38	ES50	ES100	ES120	ES38H
EX-3	EXC	EXHF	EXS20	EXS38	EXR38	EXS50	EXS100	EXS120	EXS38H
Heraceram Press	HC	HNF	HS20	HS38	HR38	HS50	HS100	HS120	HS38H



Фиг. 18. Фиксиране на образца в якост изпитващата машина: а) Челюстите на апарата в покой; б) Фиксираните монтажни пластинки; в) Опитно тяло, фиксирано в апарата

Плучените резултати бяха обработени със софтуер LTM1 ver.1.12 (LAM Technologies, Florence, Italy). На фиг. 19 е представена диаграма натоварване деформация, която софтуерът предоставя.



Фиг. 19. Диаграма натоварване-деформация и параметрите на изследването за якост на опън

5. Методика по пета задача

За разработването на нов метод за подготовка на керамичната повърхност се извърши следното:

1. Анализираха се използваните в научната литература методи на обработка, материали и източници на топлина.
2. Проучиха се работните температури и времето за третиране на силана, използвани от различните колективи.
3. Определихме основните недостатъци на използваните методи.
 - Употреба на опасни за здравето на лекуващия екип и пациента материали

- Използване на висока температура.
- Невъзможност за интраорална употреба.
- Усложнена методика на работа или необходимост от специална апаратура
- Времеотнемаща процедура.

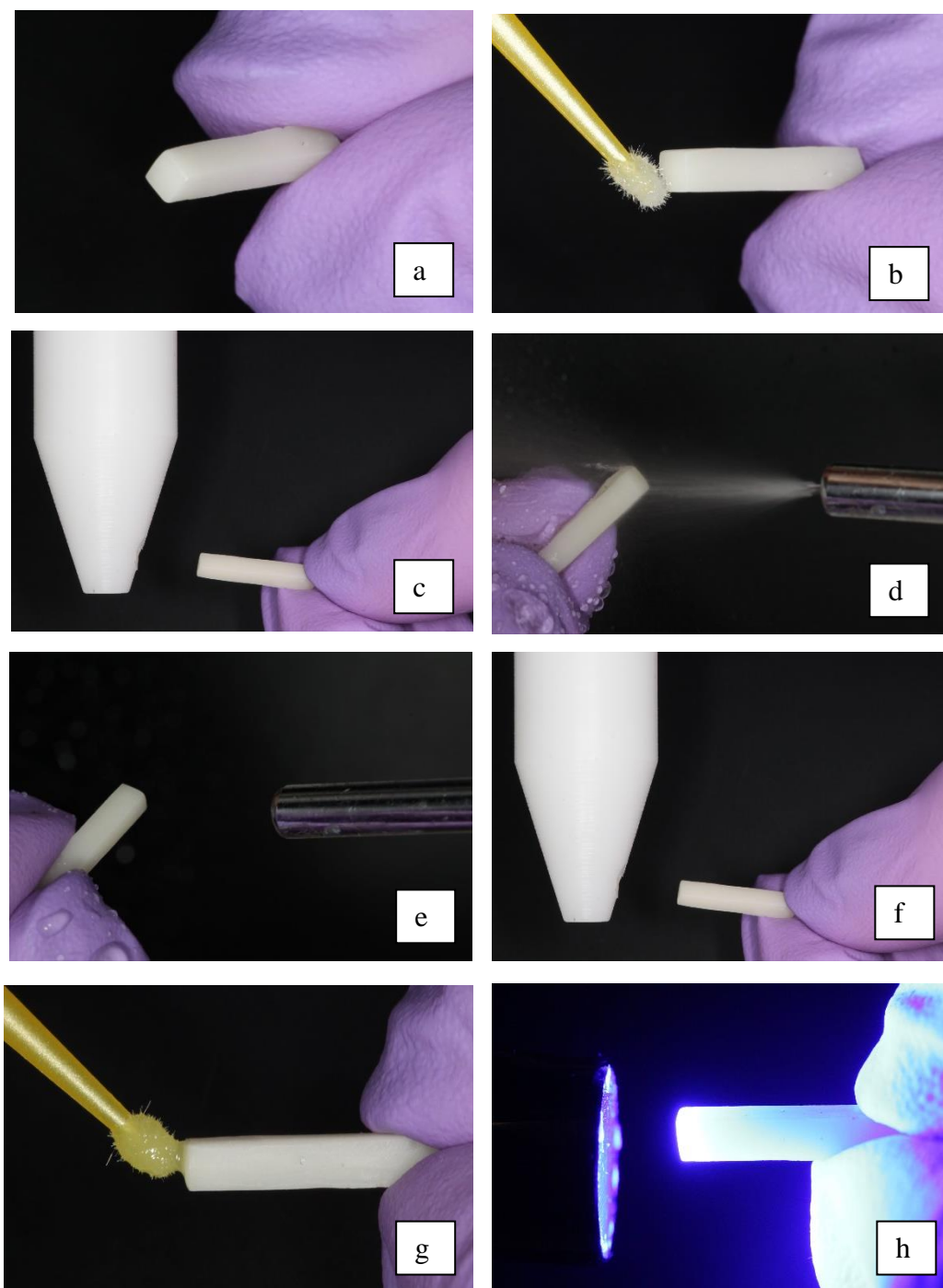
4. Формулираха се изисквания към новата методика.

Основното изискване към новата методика, е да осигури по-висока здравина на връзката между керамика и композит. Това трябва да стане без употребата на опасни за здравето материали (напр. HF). Като допълнително изискване поставихме възможността за интраорална употреба и сравнително лесна за изпълнение процедура.

Според данните в научната литература постигането на тези изисквания е възможно чрез прилагането на фактора „топлина”. Като максимална приложима за интраорални поправки температура определихме 38 °C. За да се намали вредното въздействие върху пулпата и меките тъкани определихме времето за термична обработка от една минута да бъде разделено на два пъти по 30 сек. с междинна промивка с вода или водновъздушен спрей. Стъпките по изпълнение на новата методика са следните :

1. Нанасяне на силан за 15 сек. (фиг. 20a).
2. Престой на силана за 60 сек. (фиг. 20b)
3. Продухване с въздух на 38°C за 30 сек. (фиг. 20c)
4. Промивка с вода за 20 сек. подсушаване (фиг. 20d, 20e)
5. Продухване с въздух на 38°C за 30 сек. (фиг. 20e)
6. Нанасяне на адхезив за 15 сек. (фиг. 20f)
7. Фотополимеризация за 20 сек. (фиг. 20g)

Керамичните образци, обработени по новата методика формират групи ES38H, EXS38H, HS38H (девети метод на третиране) при тестване за якост на опън в задача 4.

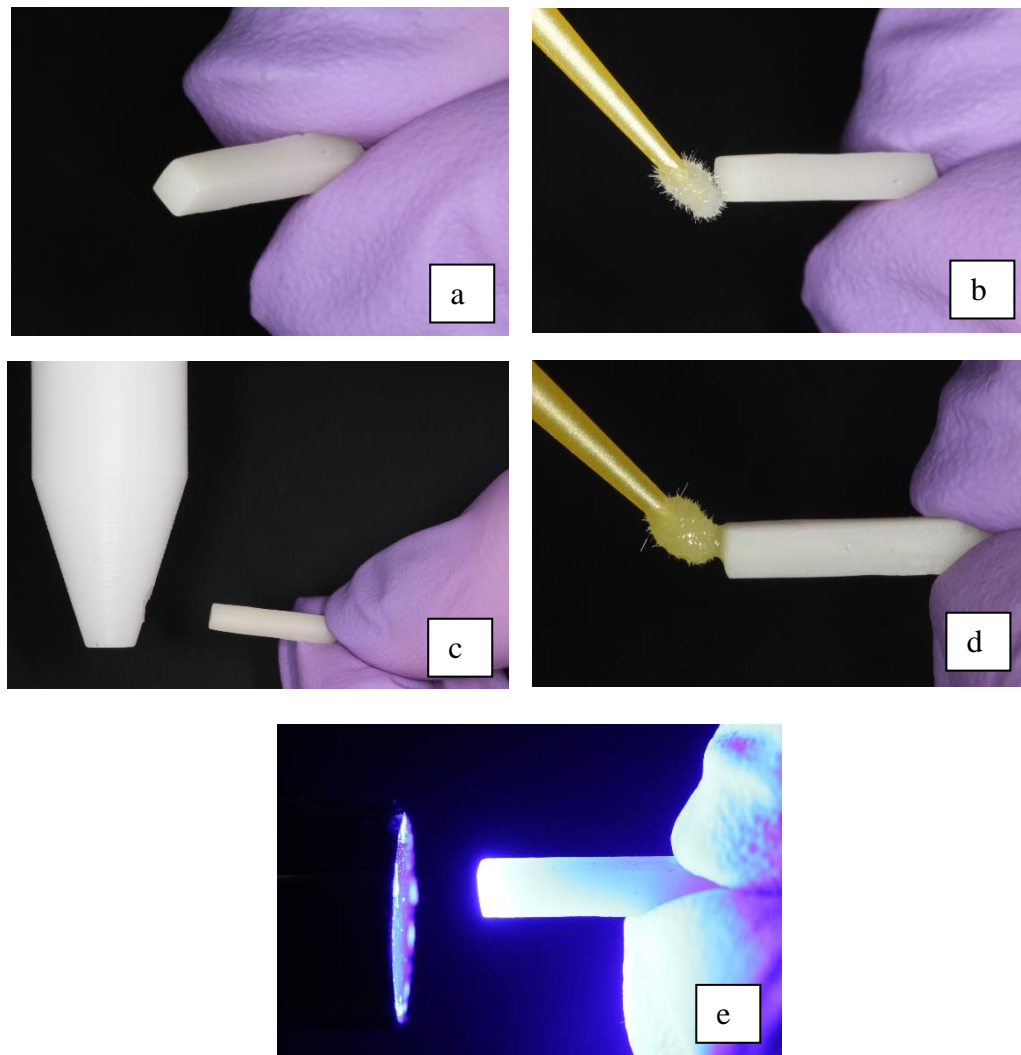


Фиг. 20. Етапи в обработка на керамичните образци от групи ES38H, EXS38H, HS38H: a) Полирана керамична гредичка; b) Нанасяна на силан за 15 сек., престой 60 сек.; c) Продухване с въздух на 38°C за 30 сек.; d) Промивка с вода за 20 сек.; e) Подсушаване; f) Продухване с въздух на 38°C за 30 сек., g) Нанасяне на адхезив за 15 сек.; h) Фотополимеризация за 20 сек.

В литературата използваните температури за обработка на силана са до 100°C. Тъй като температурата има значение за кондензацията на силиновия слой включихме още една тестова група, неописана от други автори - 120°C. Тя не отговаря на условието за възможност за интраорално приложение, но може да осигури по-бърза и по-ефективна постсиланизационна обработка, елиминирайки употребата на опасни ецващи агенти. Новата методика включва следните стъпки:

1. Нанасяне на силан за 15 сек. (фиг. 21a)
2. Престой на силана за 60 сек. (фиг. 21b)
3. Продухване с въздух на 120°C за 60 сек. (фиг. 21c)
4. Нанасяне на адхезив за 15 сек. (фиг. 21d)
5. Фотополимеризация за 20 сек. (фиг. 21e)

Керамичните образци обработени по тази методика формират групи ES120, EXS120, HS120 (осми метод на третиране) при тестване за якост на опън в задача 4.



Фиг. 21. Етапи в обработка на керамичните образци от групи ES120, EXS120, HS120: а) Полирана керамична гредичка; б) Нанасяна на силиан за 15 сек., престой 60 сек.; в) Продухване с въздух на 120°C за 60 сек. д) Нанасяне на адхезив за 15 сек.; е) Фотополимеризация за 20 сек.

6. Статистически методи

Използваните при обработката на данните статистически методи са:

А. Описателни методи и методи за оценка

1. Вариационен анализ на количествени променливи – средна стойност, стандартно отклонение, минимум, максимум, 95% доверителен интервал на средната стойност.

2. Честотен анализ на качествени променливи (номинални и рангови), който включва абсолютни честоти, относителни честоти (в проценти), кумулативни относителни честоти (в проценти).

3. Графични изображения.

Б. Методи за проверка на хипотези

1. Метод хи-квадрат (Chi-square test) или точен тест на Фишер (Fisher's exact test) – търсене на връзка между две качествени променливи.

2. Тест на Ман-Уитни - сравняване на две независими групи по отношение на характеристиките на количествена променлива, която няма нормално разпределение.

3. Тест на Крускал-Уолис - сравняване на повече от две независими групи по отношение на характеристиките на количествена променлива, която няма нормално разпределение.

4. Критерий на Колмогоров-Смирнов и Шапиро-Уилк - проверка за нормалност на разпределението на количествена променлива.

5. Еднофакторен дисперсионен анализ ANOVA – за проверка на хипотези за влияние на фактори с повече от две нива.

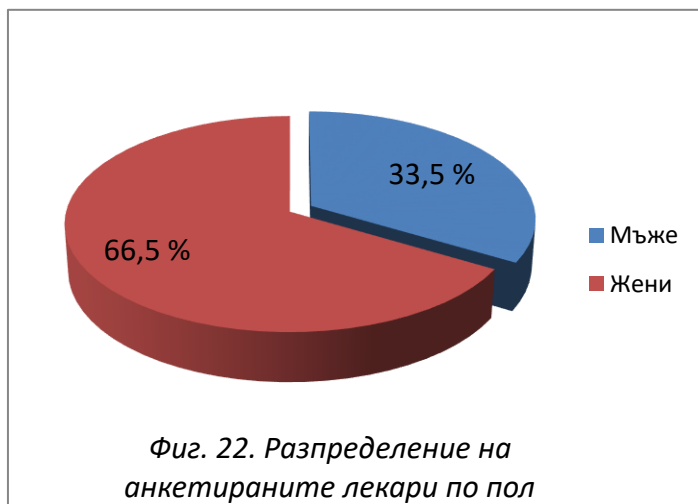
6. Post Hoc анализ с коефициенти на Bonferroni и Games-Howell - за множествено сравнение.

Използваното от нас критично ниво на значимост е $\alpha = 0.05$. Съответната нулева хипотеза се отхвърля, когато Р стойността (P-value) е по-малка α . За обработка на данните от проучването беше използвана версията на SPSS – SPSS for Windows 13.0.

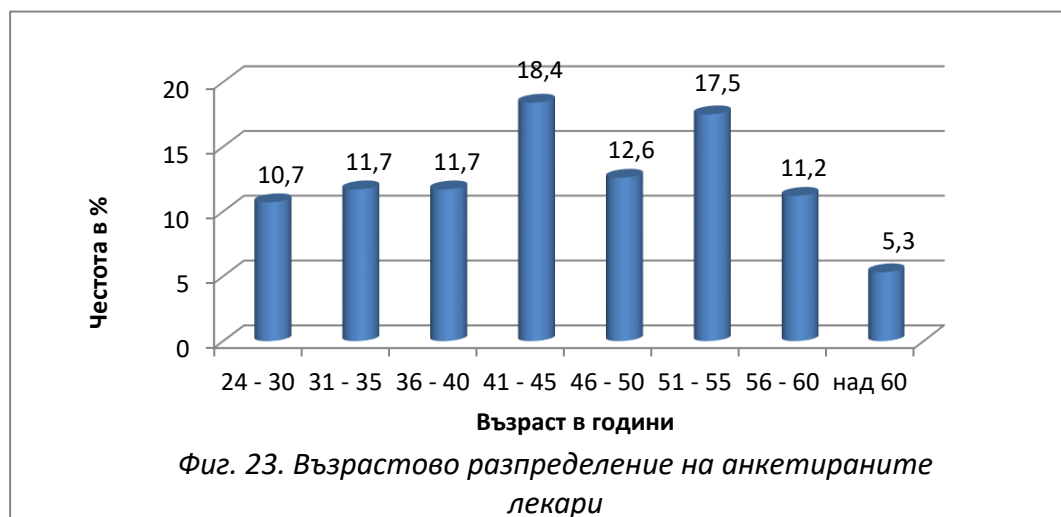
VI. РЕЗУЛТАТИ

1. Резултати по първа задача

1.1. Социодемографски характеристики на анкетираните лица

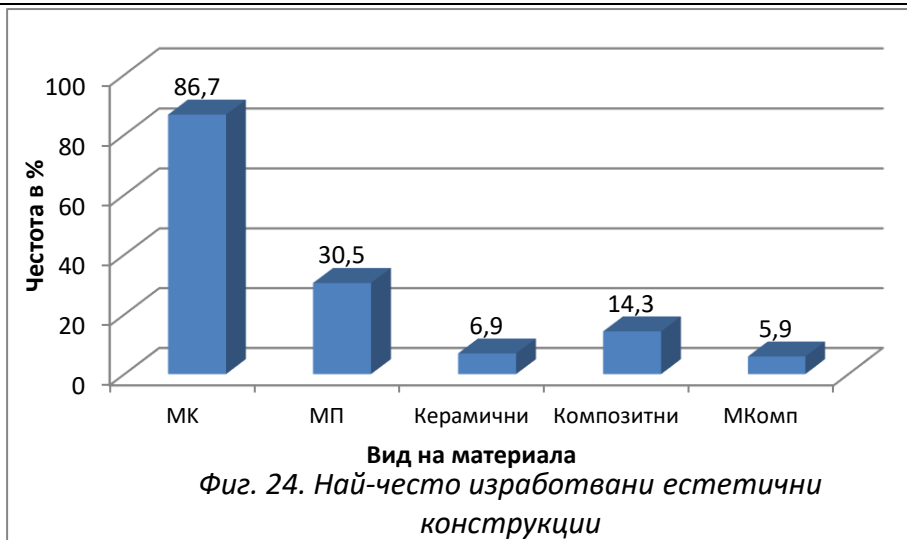


От анкетираните 206 лекари по дентална медицина 69 (33,5%) са мъже и 137 (66,5%) са жени (фиг. 22). Възрастовото разпределение на анкетираните лекари е представено на фиг. 23.



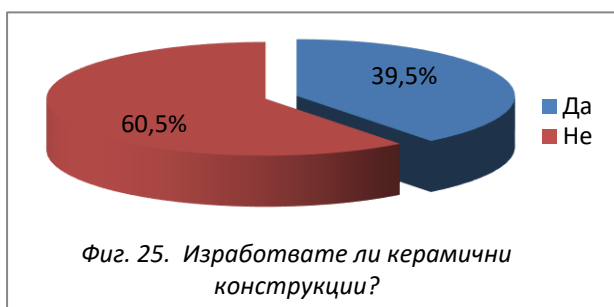
1.2. Видовете естетични конструкции и предпочитани материали

От анкетираните лекари по дентална медицина 176 (86,7%) са посочили, че изработват предимно металокерамични конструкции. Шестдесет и двама (30,5%) са посочили, че изработват най-често метал-пластмасови конструкции (МП), 29 (14,3%) - композитни, 14 (6,9%) изцяло керамични, 12 (5,9%) – метал-композитни (МКомп). Сборът от процентите надхвърля сто, защото някои от анкетираните са дали повече от един отговор (фиг. 24, N=203)



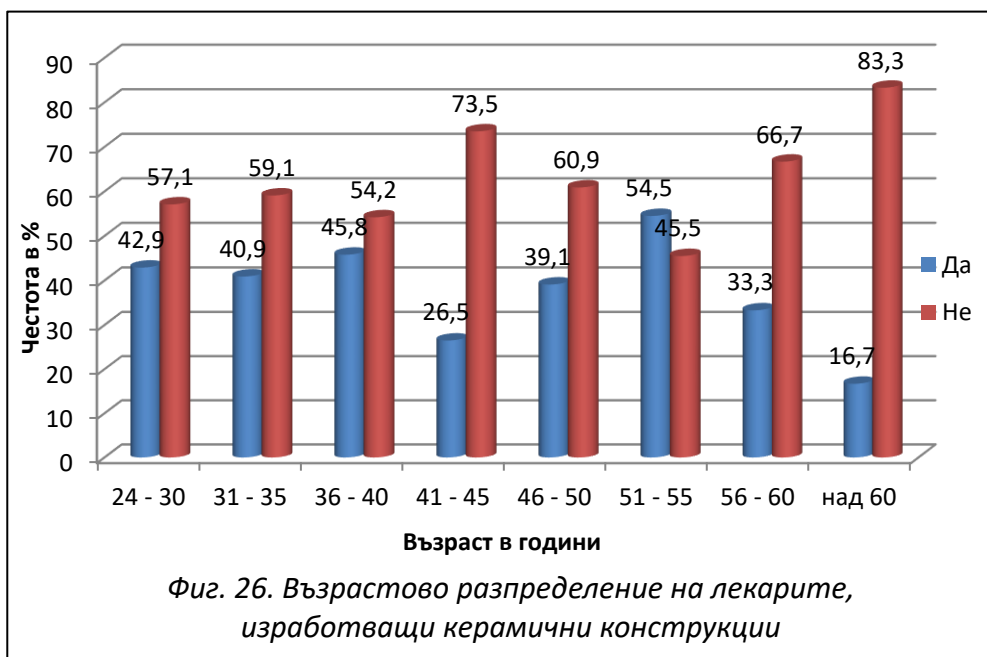
Не се установи статистическа зависимост между възрастта и вида на изработваните протезни конструкции ($P=0,850$).

На въпроса “Изработвате ли безметални (керамични) конструкции –

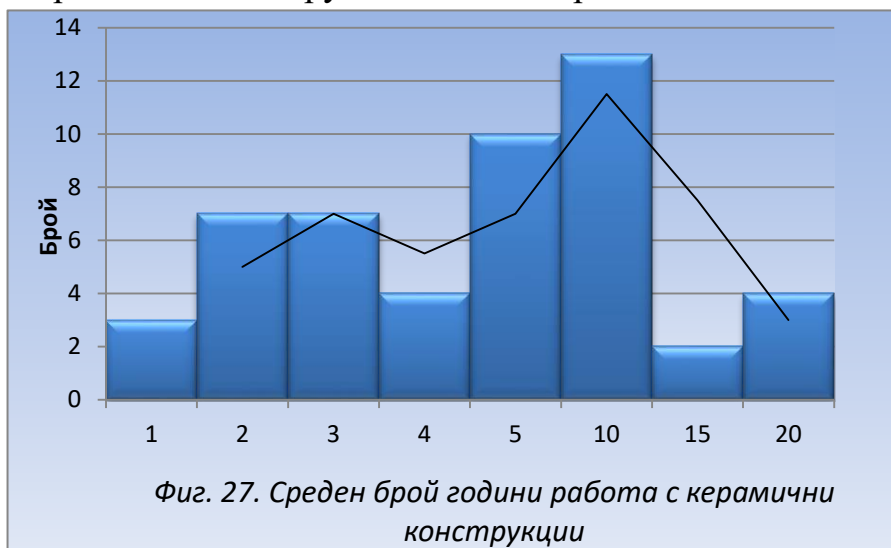


фасети, коронки, микропротези ?“ са отговорили 182 лекари по дентална медицина. От тях 72 (39,5%) изработват изцяло керамични конструкции и 110

(60,5%) не изработват (фиг. 25).

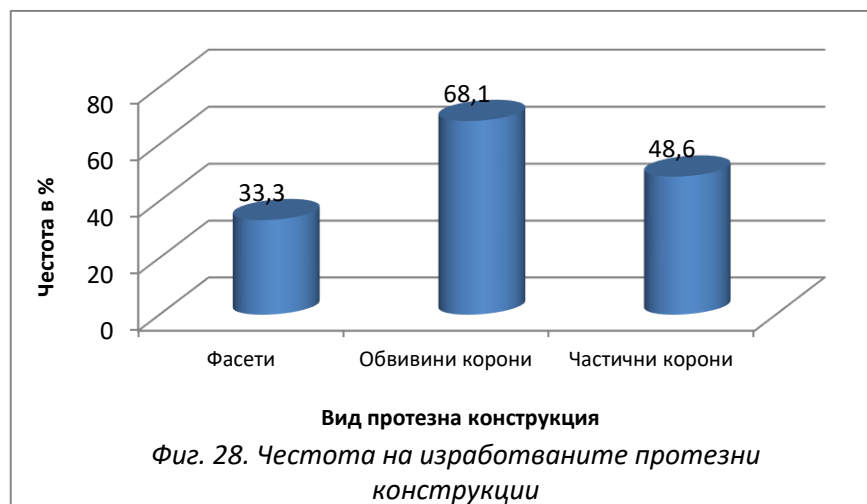


На фиг. 26 е представено възрастовото разпределение на лекарите, изработващи изцяло керамични конструкции (N=182). От диаграмата се вижда, че най-голям процент от анкетираните изработват изцяло керамични конструкции във възрастовия диапазон 51 – 55г. (54,5%).



Наблюдава се сходно разпределение на положителните и отрицателните отговори, като във възрастовата група „над 60 г.” процентът е най-

нисък (16,7%). Въпреки това няма статистически значима зависимост между двете променливи (P=0,384).



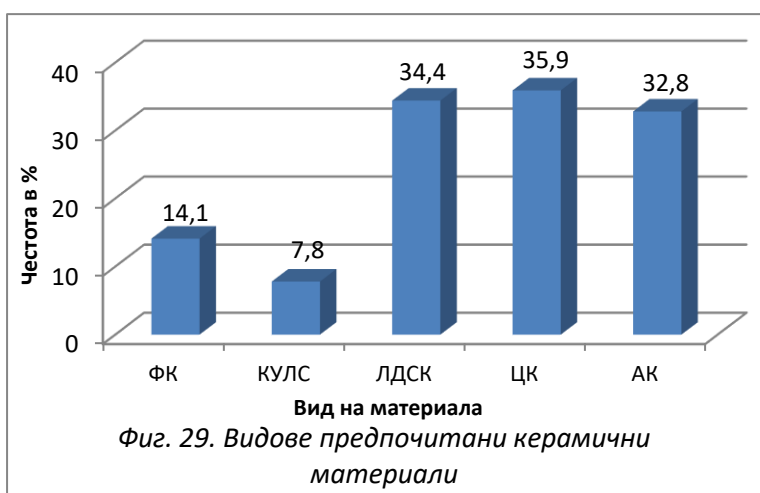
Средният брой години, от които лекарите работят с изцяло керамични конструкции е 6,7 години (фиг. 27).

Най-много от лекарите - 49 (68,1%) – предпо-

читат керамиката като материал за обвивни корони, 35 (48,6%) изработват най-често частични корони и 24 (33,3%) фасети (фиг. 28). Сборът от процентите надхвърля сто, защото някои от анкетираните са дали повече от един отговор (N=72).

Не се установи статистическа зависимост между възрастта и вида на изработваните протезни конструкции ($P=0,943$).

Резултатите относно предпочитаните от лекарите керамични материали са представени на фиг. 29. Трите най-често използвани керамики са циркониев диоксид - 23 (35,9%), литиево дисиликатна стъклокерамика - 22 (34,4%) и АК - 21 (32,8%). Сравнително малка част от анкетираните лекари са посочили, че изработват конструкции от



фелдшпатов порцелан - 9 (14,1%), и керамика с увеличено левцитно съдържание - 5 (7,8%, $N=64$).

Установи се статистическа значима

разлика между вида на предпочитаната керамика и възрастта ($P=0,023$, табл. 6).

Разпределение на лекарите според вида на предпочитания керамичен материал и възрастта Таблица 6

Вид на керамиката	ФП		КУЛС		ЛДСК		АК		ЦД	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Възраст в години										
24 – 40	5	55,6	4	80,0	15	68,2	4	25	5	15,2
41 – 50	4	44,4	0	0	2	9,1	10	62,5	10	30,3
Над 50	0	0	1	20,0	5	22,7	2	12,5	18	54,5
Общо	9	100	5	100	22	100	16	100	33	100

Установи се, че най-много от лекарите, изработващи конструкции от ЛДСК са на възраст 24-40 г. - 15 (68,2%). Броят на лекарите предпочитащи ФП е приблизително равен за диапазоните 24-40 и 41-50г., съответно 5 (55,6%) и 4 (44,4%). С КУЛС предпочитат да работят основно лекарите във

възрастовата група 24-40г. – 4 (80,0%). Циркониевият диоксид е предпочитаният материал за най-много лекари над 50 г. 18 (54,5%) и за лекарите между 41 и 50г. - 10 (30,3%). Най-много лекари в диапазона 41-50 г. - 10 (62,5%) предпочитат АК.

Не се установи статистическа значимост между вида на предпочитания керамичен материал и познаването на рисковете при работа с HF ($P=0,742$, табл. 7).

Разпределение на лекарите според вида на използваната керамика и познаването на рисковете при работа с HF **Таблица 7**

Вид на керамиката Познаване на рисковете	ФП		КУЛС		ЛДСК		АК		ЦД	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Да	3	100	3	75,0	13	72,2	11	57,9	13	76,5
Не	0	0	1	25,0	5	27,8	8	42,1	4	23,5
Общо	3	100	4	100	18	100	19	100	17	100

Не се установи статистическа значимост между вида на използваната керамика и познаването на първичните медицински мерки при контаминация с HF ($P=0,693$, табл. 8).

Разпределение на лекарите според вида на използваната керамика и познаването на първичните медицински мерки при контаминация с HF

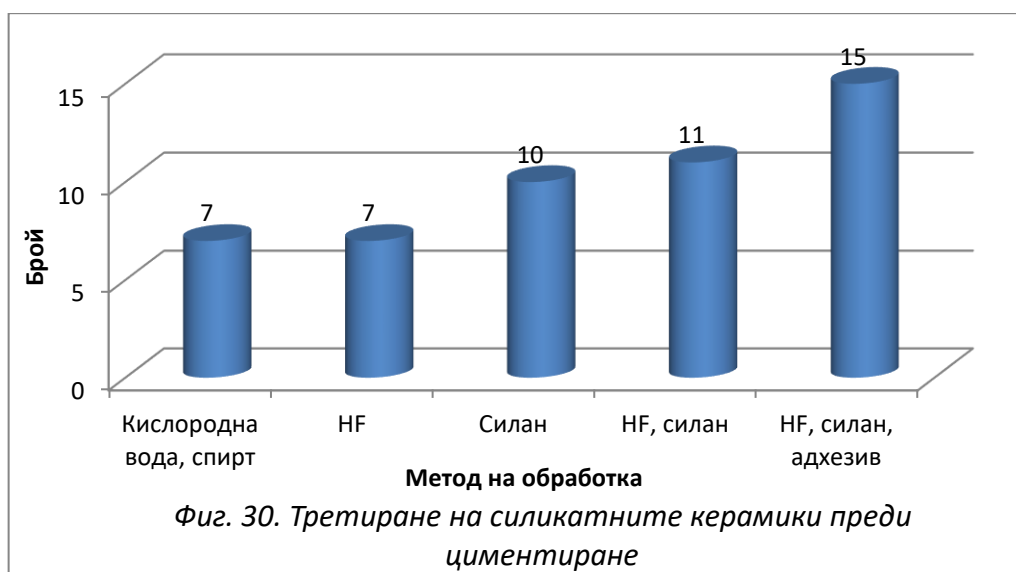
Таблица 8

Вид на керамиката Познаване на мерките	ФП		КУЛС		ЛДСК		АК		ЦД	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Да	3	75,0	3	75,0	15	83,3	12	60	12	70,6
Не	1	25,0	1	25,0	3	16,7	8	40	5	29,4
Общо	4	100	4	100	18	100	19	100	17	100

1.3. Методи за обработка на керамиките, съдържащи силициев диоксид

На въпроса „Как обработвате вътрешната керамична повърхност на силикатните керамики /фелдшпатова, стъклокерамика/ преди циментиране?“ са отговорили 62 колеги. От тях преди циментиране на конструкции, съдържащи в структурата си силициев диоксид 1,6% използват само кислородна вода, 4,8% използват само спирт, 8,1% използват само флуороводородна киселина, 11,3% използват само силан/керамичен праймер и 1,6% само адхезив.

Основна част от лекарите - 45 (72,4%) - използват комбинация от два и повече материала за третиране на керамичната повърхност. Най-често прилаганите третираня са представени на фиг. 30 (N = 62).



Зависимостта между методите на третиране на силикатните керамики преди циментиране и възрастта на лекарите е представена на табл. 9. Прави впечатление, че от колегите използващи кислородна вода и спирт, най-голям процент се пада на групата над 50 г. (71,4%). Най-често само HF използват колегите в група 24-40 г. (57,1%), а само силан отново колегите с възраст над 50 г. (70,0%). От третиращите силикатните керамики с HF, силан и адхезив 46,7% са на възраст 24-40 г., 40,0% са между 41 и 50 г. и

едва 13,3% са в групата над 50 г. Анализът показва, че има статистическа значимост между двата фактора ($P=0,045$).

Разпределение на лекарите според методите за третиране на силикатните керамики преди циментиране и възрастта **Таблица 9**

Метод на обработка Възраст в години	Кислородна вода, спирт		HF		Силан		HF, силан		HF, силан, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
24 –40	1	14,3	4	57,1	3	30,0	5	45,5	7	46,7
41 – 50	1	14,3	2	28,6	0	0	3	27,3	6	40,0
Над 50	5	71,4	1	14,3	7	70,0	3	27,3	2	13,3
Общо	7	100	7	100	100	100	11	100	15	100

Не се установи статистически значима разлика между методите на обработка и вида на керамичния материал ($P=0,06$, табл. 10).

Разпределение на лекарите според вида на предпочитания керамичен материал и метода на неговата обработка преди циментиране

Таблица 10

Метод на обработка Вид на керамика	Кислородна вода, спирт		HF		Силан		HF, силан		HF, силан, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
ФП	1	11,1	0	0	0	0	2	11,1	5	26,3
КУЛС	3	33,3	1	7,7	0	0	1	5,6	0	0
ЛДСК	0	0	3	23,1	0	0	6	33,3	9	47,4
АК	3	33,3	5	38,5	1	33,3	3	16,7	3	15,8
ЦД	2	22,2	4	30,8	2	66,7	6	33,3	2	10,5
Общо	9	100	13	100	3	100	18	100	19	100

Не се установи статистически значима разлика между методите на обработка на керамичната повърхност преди циментиране и познаването на рисковете при работа с HF ($P=0,575$, табл. 11).

Разпределение на лекарите според методите на обработка на керамичната повърхност преди циментиране и познаването на рисковете при работа с HF Таблица 11

Метод на обработка Познаване на рисковете	Кислородна вода, спирт		HF		Силан		HF, силан		HF, силан, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Да	3	60,0	5	71,4	6	66,7	7	87,5	9	90,0
Не	2	40,0	2	28,6	3	33,3	1	12,5	1	10,0
Общо	5	100	7	100	9	100	8	100	10	100

Не се установи статистически значима разлика между методите на обработка на керамичната повърхност преди циментиране и познаването на първичните медицински мерки при контаминация с HF (P=0,064, табл.12).

Разпределение на лекарите според методите на обработка на керамичната повърхност преди циментиране и познаването на първичните медицински мерки при контаминация с HF Таблица 12

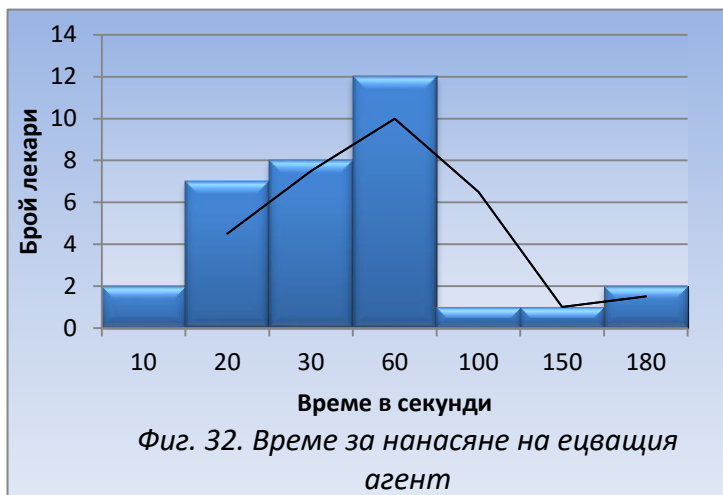
Метод на обработка Познаване на рисковете	Кислородна вода, спирт		HF		Силан		HF, силан		HF, силан, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Да	2	40,0	5	71,4	6	71,4	7	87,5	10	100
Не	3	60,0	2	28,6	3	33,3	1	12,5	0	0
Общо	5	100	7	100	9	100	8	100	10	100



Разпределението на концентрацията на ецващия агент – HF и H₃PO₄ е представено на фиг. 31. Основна част от колегите използват ецващи агенти с концентрация 6-10% HF (11 лекари) или 36-37% H₃PO₄

(12 лекари).

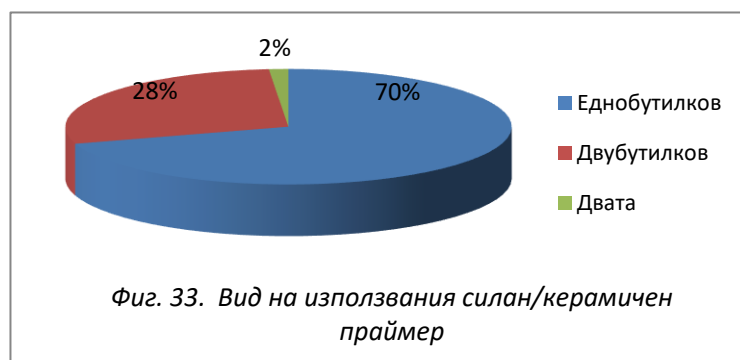
Времето за ецване на керамиката е представено на фиг. 32. Основна



част от колегите са посочили, че нанасят ецващия агент за 30-60 сек. (12 лекари). Осем лекари са посочили 20-30 сек., а 7 лекари - 10-20 сек.

Голяма част от колегите, използващи

силан/керамичен праймер (70%) предпочитат еднобутилкова форма на



материала. По-малко от една трета (28%) използват двубутилкова форма, а два процента са отговорили, че в зависимост от случая използват и двете

предлагани от производителите форми (фиг. 33, N=74).

Не се установи статистическа зависимост между вида на използвания ССА и възрастта (P=0,075, табл. 13).

Разпределение на лекарите според вида на използвания силанов

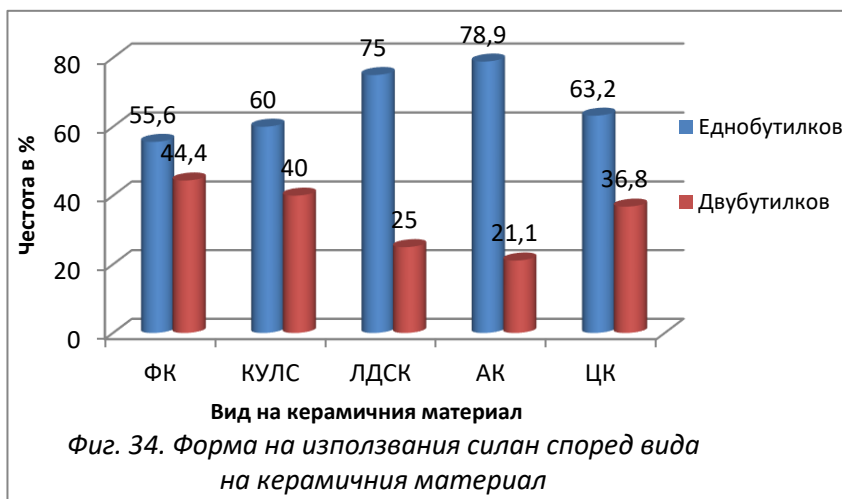
свързващ агент и възрастта

Таблица 13

Вид на силана	Възраст в години		24 – 40		41 – 50		Над 50	
	брой	%	брой	%	брой	%		
Еднобутилков	14	50,0	18	85,7	20	83,3		
Двубутилков	14	50,0	3	14,3	4	16,7		
Общо	28	100	21	100	24	100		

Единствено във възрастовата група 24-40 г. процентът на използващите двубутилкова форма на силана (50,0%) е равен на използващите двубутилковата форма, докато в групите 41-50 г. и над 50 г. процентът на използващите еднубутилковата форма е по-голям (85,7% и 83,3%).

Не се установи статистическа зависимост между вида на силиновия



агент и вида на керамичния материал (фиг. 34, N=75, P=0,496).

Не се установи статистическа значимост между методите на обработка на

керамичната повърхност и вида на използвания силан (P=0,406, табл. 14).

Разпределение на лекарите според вида на използвания силинов агент и методите на обработка на керамичната повърхност преди

циментиране

Таблица 14

Метод на обработка \ Вид на силана	Кислородна вода, спирт		HF		Силан		HF, силан		HF, силан, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Еднубутилков	2	100,0	5	71,4	7	77,8	5	45,5	11	78,6
Двубутилков	0	0	2	28,6	2	22,2	6	54,5	3	21,4
Общо	2	100	7	100	9	100	11	100	14	100

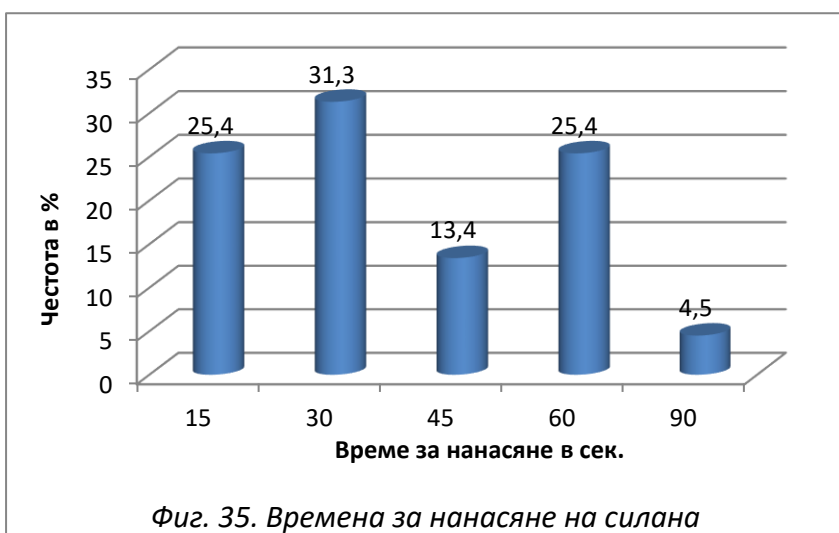
Установи се, че еднубутилкова форма на силана използват 63,9% от лекарите запознати с рисковете от работа с HF и 80% от неинформираните по този въпрос. Въпреки това познаването на рисковете при работа с HF не е фактор, определящ избора на лекарите на форма на ССА (P=0,242). Близки до тези резултати се наблюдават и според познаването на

първичните медицински мерки – 65% от запознатите и 82,4% от незапознатите с тях използват еднобутилкова форма (P=0,224, табл. 15).

Разпределение на лекарите според вида на използвания силан и познаване на рисковете при работа с HF и познаването на първичните медицински мерки при контаминация с HF

Таблица 15

Познаване на рисковете Вид на силана	Да		Не		Познаване на мерките Вид на силана	Да		Не	
	брой	%	брой	%		брой	%	брой	%
Еднобутилков	23	63,9	16	80,0	Еднобутилков	26	65,0	14	82,4
Двубутилков	13	36,1	4	20,0	Двубутилков	14	35,0	3	17,6
Общо	36	100	20	100	Общо	40	100	17	100



От отговорили 67 лекари, 21 (31,3%) нанасят силана за 30 сек., 17 (25,4%) го нанасят за 60 сек., 17 (25,4%) за 15 сек., 9 (13,4%) за 45 сек., 3 (4,2%) за 90 сек.

(фиг. 35, N=67).

Не се установи статистически значима разлика между времето за нанасяне на силана и възрастта (P=0,156, табл. 16).

*Разпределение на лекарите според времето за нанасяне на силана и
възрастта*

Таблица 16

Възраст в години	24 – 40		41 – 50		Над 50	
	брой	%	брой	%	брой	%
Време за нанасяне						
15 сек.	2	8,7	7	35,0	8	33,3
30 сек.	9	39,1	5	25,0	7	29,2
45 сек.	6	26,1	0	0	3	12,5
60 сек.	5	21,7	6	30,0	6	25,0
90 сек.	1	4,3	2	10,0	0	0
Общо	23	100,0	20	100,0	24	100,0

Не се установи статистическа зависимост между времето за нанасяне на силана и вида на керамичния материал ($P=0.175$, табл. 17).

*Разпределение на лекарите според времето за нанасяне на силана и вида
на керамичния материал*

Таблица 17

Вид на керамиката	ФП		КУЛС		ЛДСК		АК		ЦД	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Време за нанасяне										
15 сек.	0	0	0	0	3	16,7	5	31,3	5	31,3
30 сек.	5	62,5	3	60,0	2	11,1	6	37,5	3	18,8
45 сек.	1	12,5	1	20,0	5	27,8	1	6,3	1	6,3
60 сек.	1	12,5	1	20,0	7	38,9	3	18,8	5	31,3
90 сек.	1	12,5	0	0	1	5,6	1	6,3	2	12,5
Общо	8	100	5	100	18	100	16	100	16	100

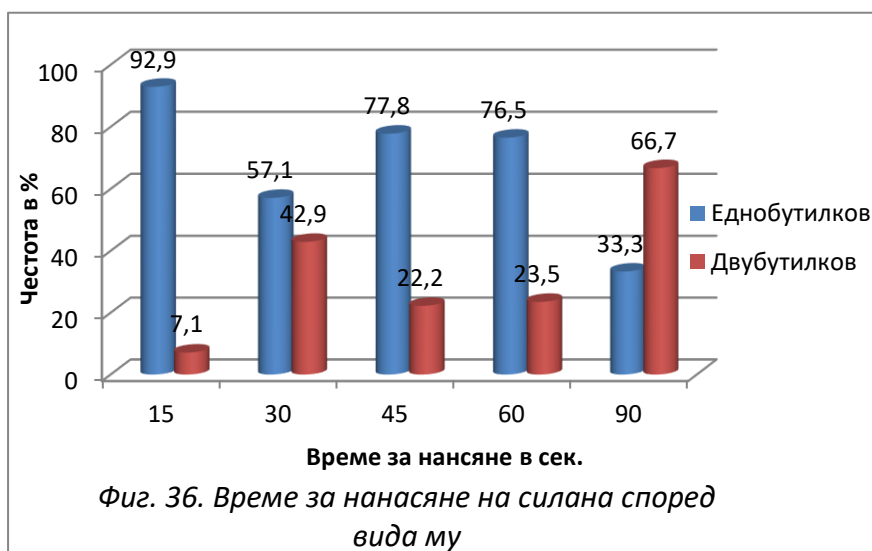
Установи се статистическа зависимост между времето за нанасяне и използваните методи за обработка ($P=0,020$, табл. 18). Основна част от колегите, използващи само силан го нанасят за 15 сек. (66,7%). Колегите, които третират керамиката с HF и силан нанасят силана най-често за 60 сек. (60,0%), докато използващите най-често комбинацията HF, силан и адхезив, нанасят силана за 30 или 45 сек. (38,5% и 30,8%).

Разпределение на лекарите според времето за нанасяне на силана и метода на обработка на силикатните керамики преди циментиране

Таблица 18

Метод на обработка Време за нанасяне	Силан		HF, силан		HF, силан, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%
15 сек.	6	66,7	1	10,0	1	7,7
30 сек.	2	22,2	1	10,0	5	38,5
45 сек.	1	11,1	1	10,0	4	30,8
60 сек.	0	0	6	60,0	2	15,4
90 сек.	0	0	1	10,0	1	7,7
Общо	9	100	10	100	13	100

Зависимостта между формата на силана и времето за нанасянето му е



представена на фиг. 36. За всички времена, с изключение на 90 сек., колегите са посочили, че използват еднокомпонентната форма на ССА. Видът на силана не

е определящ фактор за времето, за което те го нанасят ($P=0,09$).

Не се установи статистическа зависимост между времето за нанасяне на силана и вида на цимента за силикатните керамики. ($P=0,360$).

Не се установи статистическа зависимост между времето за нанасяне на силана и вида на цимента при циментиране на керамики с кристална структура ($P=0,099$).

Зависимостта между формата на силана и предпочитания цимент за фиксиране на силикатни керамики е представена в табл. 19 ($P=0,809$).

Разпределение на лекарите според вида на използвания силан и предпочитания цимент за фиксиране на силикатни керамики

Таблица 19

Вид на цимента \ Вид на силана	ГЙЦ		ХГЙЦ		КСЦ		КСПЦ		КДПЦ	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Еднобутылков	5	83,3	5	83,3	7	63,6	19	61,3	5	62,5
Двубутылков	1	16,7	1	16,7	4	36,4	12	38,7	3	37,5
Общо	6	100	6	100	11	100	31	100	8	100

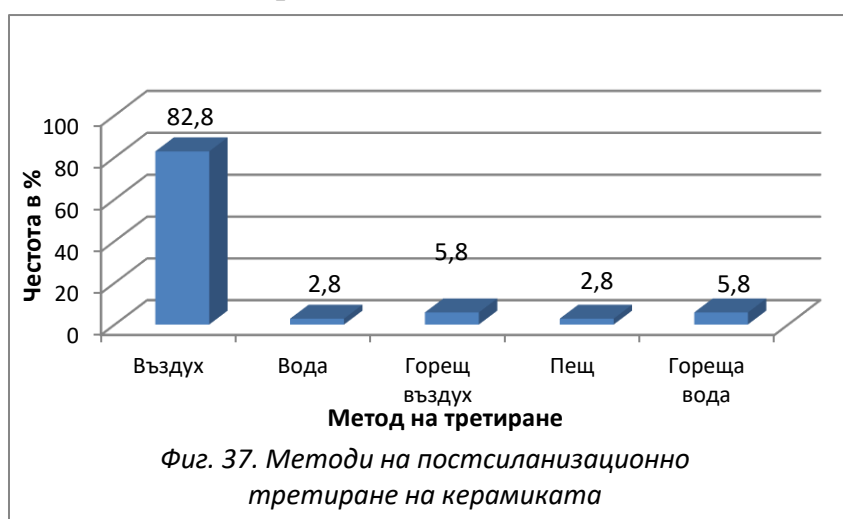
Зависимостта между формата на силана и предпочитания цимент за фиксиране на керамики с изцяло кристална структура е представена в табл. 20. Няма статистическа значимост (P=0,422).

Разпределение на лекарите според вида на използвания силан и предпочитания цимент за фиксиране на керамиките с изцяло кристална структура

Таблица 20

Вид на цимента \ Вид на силана	ГЙЦ		ХГЙЦ		КСПЦ		КДПЦ		КСЦ		ЦФЦ	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Еднобутылков	9	75,0	9	75,0	6	66,7	11	52,4	6	75,0	5	100
Двубутылков	3	25,0	3	2	3	33,3	10	47,6	2	25,0	0	0
Общо	12	100	12	100	9	100	21	100	8	100	5	100

От 65 лекари, след нанасяне на силана, основна част - 58 (82,8%) -



Фиг. 37. Методи на постсиланизационно третиране на керамиката

използват подсушава-нето с въздух със стайна температура като единствен метод. Едва 4 (5,8%) прилагат топлина с горещ въздух, 2 (2,8%) нагряват

протезните конструкции в пещ, четирима (5,8%) прилагат гореща вода, 2 (2,8%) промиват с вода (N=65, фиг. 37).

Не се установи статистическа зависимост между постсиланизационната обработка и възрастта (P= 0,777).

Установи се, че няма статистически значима зависимост между постсиланизационна обработка на керамиката и вида на предпочитания керамичен материал (P=0,302, табл. 21).

*Разпределение на лекарите според вида на предпочитания керамичен материал и постсиланизационната термична обработка преди
циментиране*

Таблица 21

Вид на керамиката Обработка на силана	ФП		КУЛС		ЛДСК		АК		ЦД	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Въздух	6	54,5	2	100	16	80,0	19	90,5	14	77,8
Вода	1	9,1	0	0	0	0	0	0	0	0
Горещ въздух	1	9,1	0	0	3	15,0	0	0	0	0
Пещ	1	9,1	0	0	0	0	0	0	0	0
Гореща вода	1	9,1	0	0	1	5,0	2	9,5	4	22,2
Общо	10	100	2	100	20	100	21	100	18	100

Не се установи статистически значима зависимост между постсиланизационната обработка на керамиката и времето за нанасяне на силана (P=0,584, табл. 22).

Разпределение на лекарите според времето за нанасяне на силана и постсиланизационната обработка на керамиката преди циментиране

Таблица 22

Време за нанасяне Третиране на силана	15 сек.		30 сек.		45 сек.		60 сек.		90 сек.	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Въздух	14	82,4	16	84,2	8	88,9	11	78,6	2	66,7
Вода	1	5,9	1	5,3	0	0	0	0	0	0
Горещ въздух	0	0	1	5,3	0	0	2	14,3	0	0
Пещ	0	0	0	0	1	11,1	0	0	0	0
Гореща вода	2	11,8	1	5,3	0	0	1	7,1	1	33,3
Общо	16	100	19	100	9	100	14	100	3	100

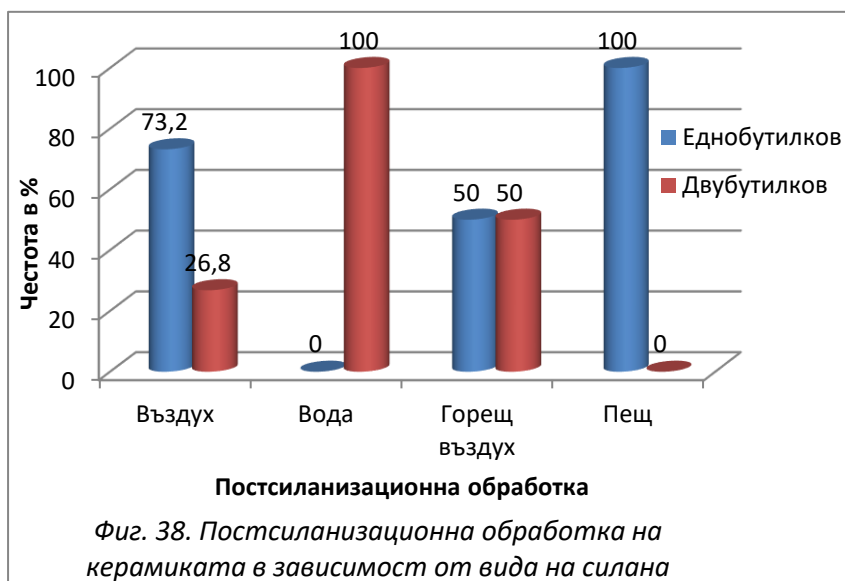
Не се установи статистическа зависимост между методите на обработка и постсиланизационното третиране на силикатните керамики ($P=0,383$, табл. 23).

Разпределение на лекарите според методите на третиране на силикатните керамики и постсиланизационната обработка преди циментиране

Таблица 23

Метод на обработка Обработка на силана	Силан		HF, силан		HF, силан, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%
Въздух	8	80,0	9	81,8	12	80,0
Вода	1	10,0	0	0	0	0
Горещ въздух	0	0	1	9,1	3	20,0
Пещ	0	0	0	0	0	0
Гореща вода	1	10,0	1	9,1	0	0
Общо	10	100	11	100	15	100

Връзката между постсиланизационната обработка и вида на силана е



представена на фиг. 38. Не се установи статистическа значимост между двете променливи ($P=0,416$, $N=67$).

В табл. 24 и 25 са представени зависимостите между вида

на използвания цимент, и постсиланизационната обработка на керамиката за силикатните керамики, и за тези с изцяло кристална структура. Не се установи статистическа значимост за силикатните керамики ($P=0,083$) и за керамиките с кристална структура ($P=0,435$).

Разпределение на лекарите според предпочитания цимент за фиксиране на силикатни керамики и постсиланизационната обработка

Таблица 24

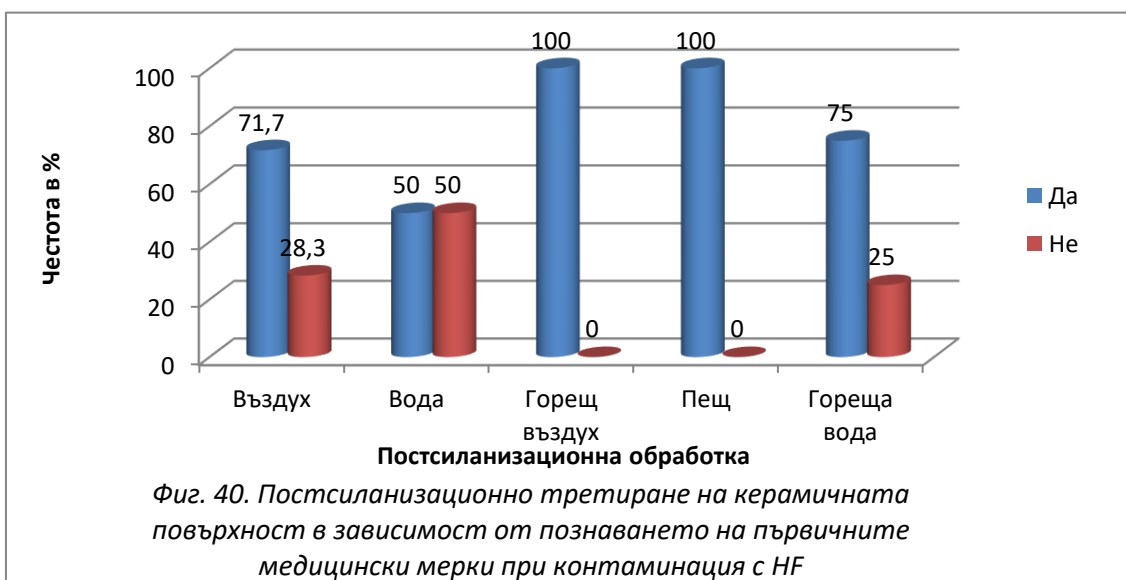
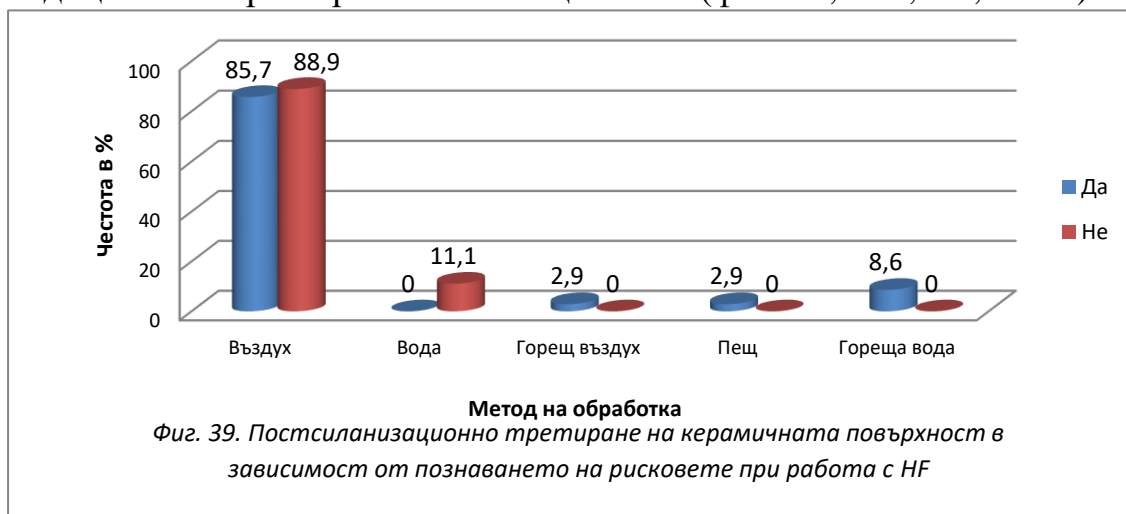
Вид на цимента / Третиране на силана	ГЙЦ		ХГЙЦ		КСПЦ		КДПЦ		КСЦ	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Въздух	5	71,4	4	66,7	8	72,7	25	86,2	5	62,5
Вода	1	14,3	0	0	1	9,1	0	0	0	0
Горещ въздух	0	0	1	16,7	1	9,1	3	10,3	0	0
Пещ	1	14,3	0	0	0	0	0	0	0	0
Гореща вода	0	0	1	16,7	1	9,1	1	3,4	3	37,5
Общо	7	100	6	100	11	100	29	100	8	100

Разпределение на лекарите според предпочитания цимент за фиксиране на керамиките с изцяло кристална структура и постсиланизационната обработка

Таблица 25

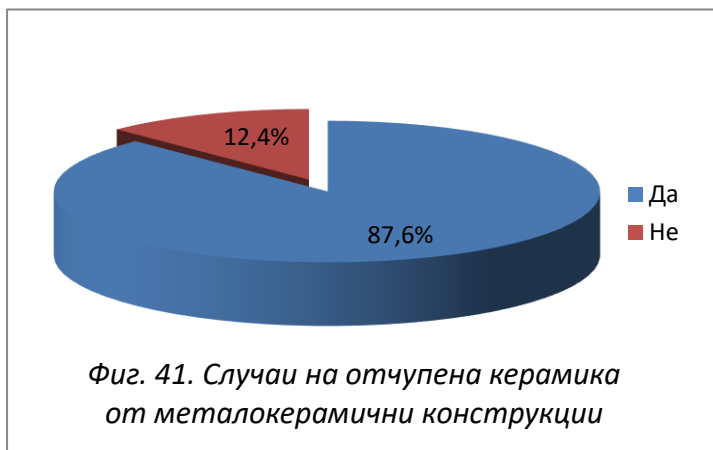
Вид на цимента Третиране на силана	ГЙЦ		ХГЙЦ		КСПЦ		КДПЦ		КСЦ		ЦФЦ	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Въздух	8	66,7	9	75,0	7	100	17	85,0	7	87,5	2	40,0
Вода	1	8,3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Горещ въздух	1	8,3	2	16,7	0	0	1	5,0	1	12,5	1	20,0
Пещ	1	8,3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Гореща вода	1	8,3	1	8,3	0	0	2	10,0	0	0	2	40,0
Общо	12	100	12	100	7	100	20	100	8	100	5	100

Не се установи статистическа значимост между постсиланизационното третиране на керамичната повърхност и познаването на рисковете при работа с HF (фиг. 39, P=0,155, N=54) или познаване на първичните медицински мерки при контаминация с HF (фиг. 40, P=0,887, N=54).



1.4. Честота на случаите на отчупена керамика от металокерамичните и керамичните конструкции и отлепени изцяло керамични реставрации.

От 193 лекари 169 (87,6 %) са отговорили, че са имали случаи на



Фиг. 41. Случаи на отчупена керамика от металокерамични конструкции

отчупена керамика и 24 (12,4%) посочват, че не са имали подобни неуспехи с металокерамични реставрации (фиг. 41, N=193).

Не се установи статистическа значимост

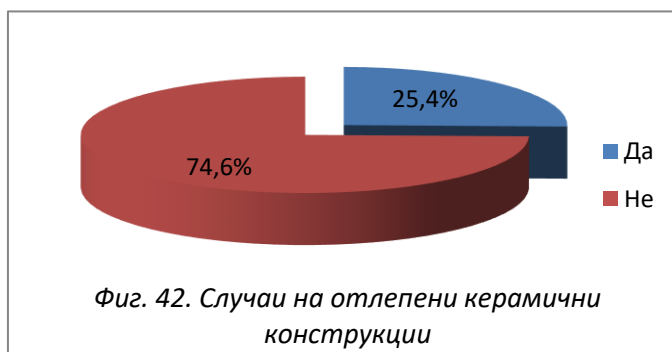
между възрастта на колегите и опита им с порцеланови фрактури (P=0,477, табл. 26).

Разпределение на лекарите според наличието на керамични фрактури и възрастта

Таблица 26

Наличие на фрактури	24 – 40		41 – 50		Над 50	
	брой	%	брой	%	брой	%
Да	54	80,6	52	91,2	61	91,0
Не	13	19,4	5	8,8	6	9,0
Общо	67	100	57	100	67	100

Нарушаване на адхезията на изцяло керамични коронки към зъбната



Фиг. 42. Случаи на отлепени керамични конструкции

структура е проблем, с които са се сблъскали 16 (25,4%) от 63 лекари. Четиридесет и седем (74,6 %) не са имали подобно усложнение в ежедневноната си практика (фиг. 42, N=63).

Не се установи статистическа значимост между нарушаването на адхезията и възрастта ($P=0,365$).

Не се установи статистическа зависимост между нарушаването на адхезията и вида на използваната керамика ($P=0,727$, табл. 27).

Разпределение на лекарите според нарушаването на адхезията между изцяло керамични корони и зъбните тъкани и вида на използваната керамика

Таблица 27

Вид на керамиката Нарушаване на адхезията	ФП		КУЛС		ЛДСК		АК		ЦД	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Да	1	20,0	2	40,0	3	16,7	5	23,1	4	23,5
Не	4	80,0	3	60,0	15	83,3	12	76,9	13	76,5
Общо	5	100	5	100	18	100	117	100	17	100

Установи се, че при употребата на HF и силан, и HF, силан и адхезив лекарите постигат най-дълготрайна адхезия на изцяло керамичните корони към ТЗТ, съответно 88,9% и 83,3% без отлепяне на обвивните корони. При употреба само на HF процентът е 66,7%, а след обработка с кислородна вода и спирт – 75 %. Най-нисък процент са посочили лекарите използващи само ССА 44,4%. Не се установи статистически значима разлика ($P=0,267$, табл. 28).

Разпределение на лекарите според нарушаването на адхезията между изцяло керамични корони и зъбните тъкани и метода на третиране на керамичната повърхност

Таблица 28

Метод на обработка Нарушаване на адхезията	Кислородна вода, спирт		HF		Силан		HF, силан		HF, силан, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Да	1	25,0	2	33,3	5	55,6	1	11,1	2	16,7
Не	3	75,0	4	66,7	4	44,4	8	88,9	10	83,3
Общо	4	100	6	100	9	100	9	100	12	100

От колегите, които са имали случаи на отлепени изцяло керамични корони 92,3% са използвали еднобутилков силианов агент, докато 7,7% работят с двубутилкова форма. Установява се статистически значима зависимост ($P=0,037$, табл. 29).

Разпределение на лекарите според нарушаването на адхезията между керамични корони и зъбните тъкани и вида на силана **Таблица 29**

Вид на силана Нарушаване на адхезията	Еднобутилков		Двубутилков	
	брой	%	брой	%
Да	12	37,5	1	6,7
Не	20	62,5	14	93,3
Общо	32	100	15	100

Резултатите от търсената връзка между нарушаването на адхезията на керамичните коронки и времето за нанасяне на силана са представени в табл. 30. С увеличаване на времето за нанасяне на силана се наблюдава тенденция за намаляване на случаите с проблеми в адхезията. Независимо от това не се установи статистическа зависимост ($P=0,326$).

Разпределение на лекарите според нарушаването на адхезията между изцяло керамични корони и зъбните тъкани и времето за нанасяне на силана **Таблица 30**

Време за нанасяне Нарушаване на адхезията	15 сек.		30 сек.		45 сек.		60 сек.		90 сек.	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Да	6	50,0	4	33,3	1	16,7	1	11,1	1	50,0
Не	6	50,0	8	66,7	5	83,3	8	88,9	1	50,0
Общо	12	100	12	100	6	100	9	100	2	100

Резултатите относно нарушаването на адхезията на керамичните коронки като функция на използваните методи на обработка на силана са представени в табл. 31. Седемдесет и два процента от използващите въздух нямат случаи на нарушена адхезия, докато 27,8% са имали такива.

От прилагащите горещ въздух 100% съобщават за липса на нарушаване на връзката. Няма статистически значима зависимост между двете променливи ($P=0,377$).

Разпределение на лекарите според нарушаването на адхезията между изцяло керамични корони и зъбните тъкани и постсиланизационната обработка

Таблица 31

Обработка на силана	Въздух		Вода		Горещ въздух		Пещ		Гореща вода	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Нарушаване на адхезията										
Да	10	27,8	0	0	0	0	1	100	1	33,3
Не	26	72,2	2	100	4	100	0	0	2	66,7
Общо	36	100	2	100	4	100	1	100	3	100

1.5. Честотата на интраорални поправки на отчупена керамика и методите на обработка на останалата в устата част преди нанасянето на композит.

На въпроса дали са правили интраорални поправки на отчупена керамика са отговорили 189 лекари. От тях 123 (65,1%) са отговорили



положително, а 66 (34,9%) не са извършвали тази манипулация (фиг. 43, $N=189$).

Не се установява статистическа зависимост

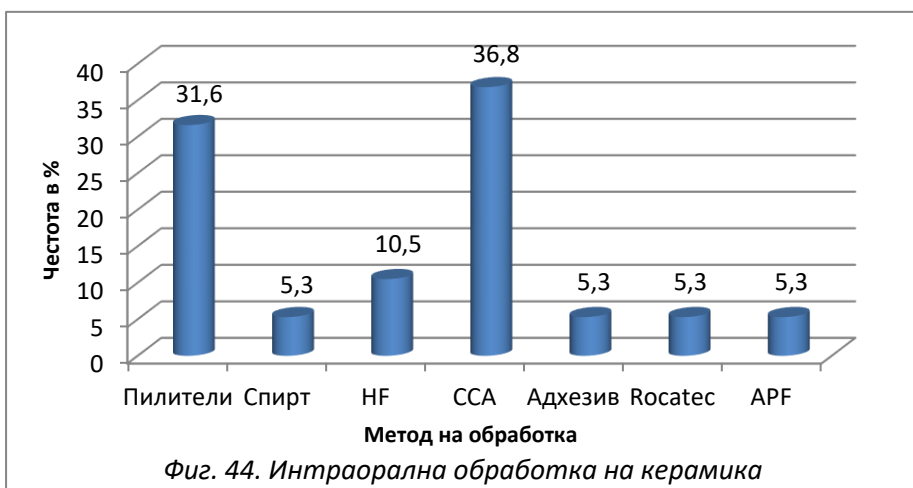
между възрастта и извършването на интраорални поправки ($P=0,637$, табл. 32).

Възрастово разпределение на лекарите според извършването на
интраорални поправки

Таблица 32

Извършване на поправка	Възраст в години	24 – 40		41 – 50		Над 50	
		брой	%	брой	%	брой	%
Да		40	59,7	42	73,7	39	61,9
Не		27	40,3	15	26,3	24	38,1
Общо		67	100	57	100	63	100

От 120 колеги, 19 (15,8%) третираат интраоралната част на металокерамичната конструкция само с един материал. Седем (36,8%) използват само силан за осигуряване на адхезията на композита, 6 (31,6%) разграпавяват керамиката с пилител, 2 (10,5%) ецват керамиката с HF и по

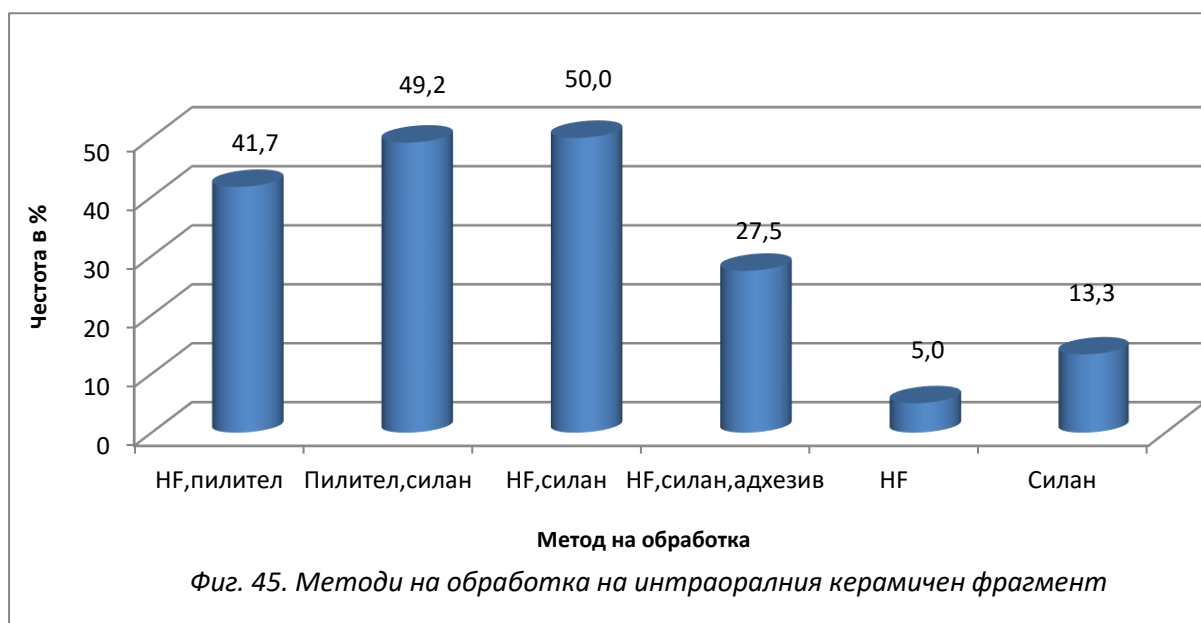


един колега (5,3%) предпочитат самостоятелната употреба на спирт, адхезив, Rocatec системата или APF (фиг. 44,

N=19).

Основна част от колегите включват в интраоралното третиране на керамиката повече от един метод. Повече от половината от лекарите - 80 (66,6%) включват като етап от обработката разграпавяване с пилител, като 50 анкетирани (41,6%) заедно с механичното разграпавяване използват и ецване с HF, а 59 (49,2%) го съчетават с използване на силан. Шестдесет лекари (50%) използват комбинацията HF и силан/КП за подобряване на връзката с композита, като тридесет и трима (27,5%) включват към така избраната комбинация от методи и адхезив. Шестнадесет лекари (13,3%)

използват силиановите свързващи агенти самостоятелно, без флуороводородна киселина, като всички са посочили, че създават ретенционна керамична повърхност чрез пилители. Шест (5%) са лекарите, използващи самостоятелно HF без силианов агент, като 5 (4,2%) прилагат адхезив. Дванадесет лекари (10%) използват фосфорна киселина за обработка на керамиката, като четирима от тях в комбинация с HF (фиг. 45, N=101).



Установи се, че най-висок процент от колегите във възрастовия диапазон 24-40г. използват пилител, HF, ССА (37,5%) или пилител, HF, ССА и адхезив (33,3%) като метод на обработка. В диапазона 41-50г. най-предпочитани са пилител, HF, ССА и адхезив (42,9%) или пилител и адхезив (21,4%). Сред колегите над 50 г. най-предпочитани са пилител, HF, ССА и адхезив (30,4%). Установи се статистическа значимост ($P=0,05$, табл. 33).

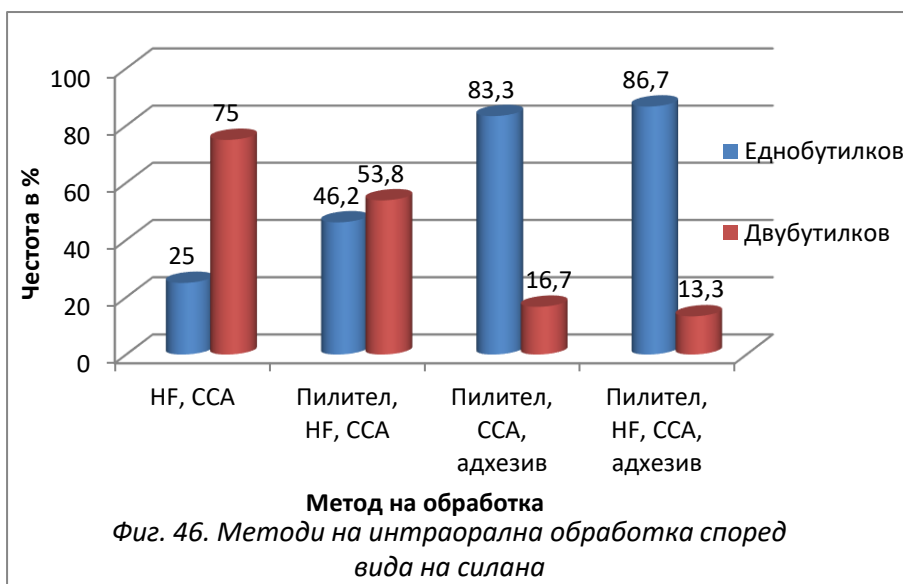
Възрастово разпределение на лекарите според обработката на

интраоралния порцелан при поправки

Таблица 33

Начин на обработка	Възраст в години		24 – 40		41 – 50		Над 50	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Пилител, адхезив	0	0	6	21,4	5	21,7		
HF, ССА	5	20,8	4	14,3	1	4,4		
Пилител, HF, ССА	9	37,5	3	10,7	5	21,7		
Пилител, ССА, адхезив	2	8,4	3	10,7	5	21,7		
Пилител, HF, ССА, адхезив	8	33,3	12	42,9	7	30,5		
Общо	24	100	28	100	23	100		

Установи се статистическа значимост между методите на обработка и



вида на силана.

Преимуществено

колегите, които

са посочили, че

използват

адхезив, като

стъпка в

третирането из-

ползват еднобу-

тилковата форма на силана, докато колегите, които не включват адхезив в

третирането предпочитат двубутилковата форма (P=0,033, фиг. 46, N=39).

Установи се статистическа зависимост между обработката на интра-

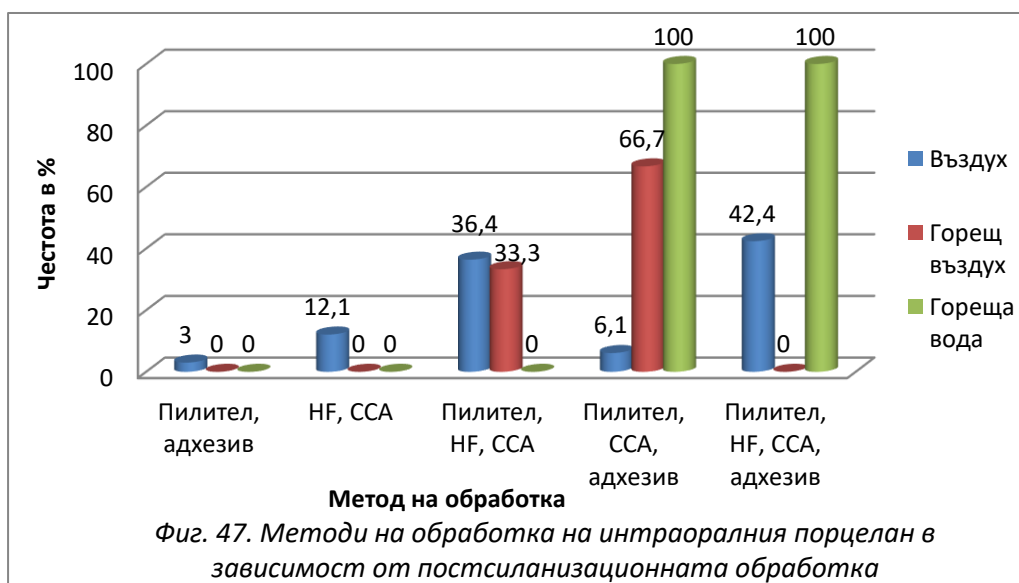
оралния порцелан и времето за нанасяне на силана (P=0,016, табл. 34).

Разпределение на лекарите според метода на обработката на интраоралния порцелан и времето за нанасяне на силана

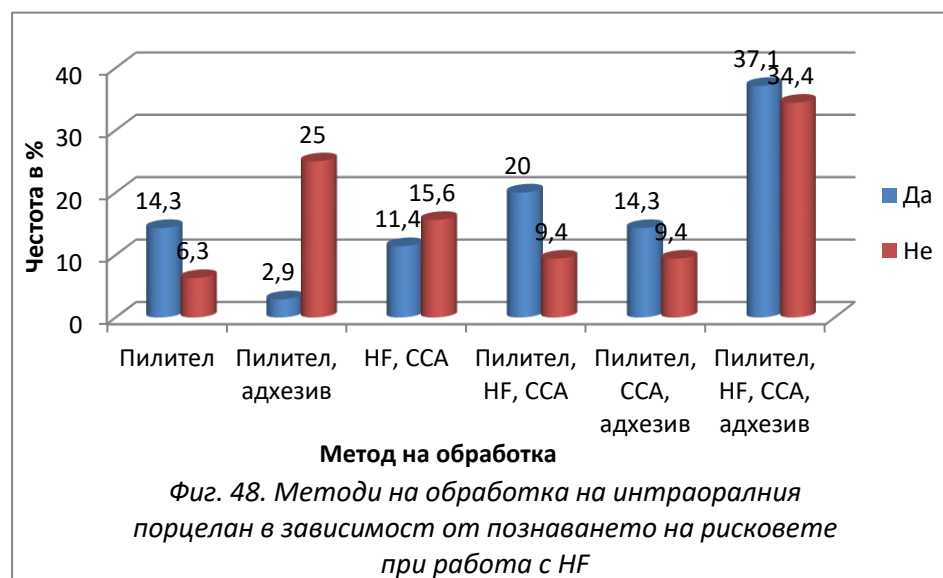
Таблица 34

Време за нанасяне / Метод на обработка	15 сек.		30 сек.		45 сек.		60 сек.		90 сек.	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
HF, CCA	0	0	2	25,0	2	40,0	0	0	0	0
Пилител, HF, CCA	0	0	5	62,5	0	0	5	41,7	1	50,0
Пилител, CCA, адхезив	2	40,0	1	12,5	0	0	2	16,6	0	0
Пилител, HF, CCA, адхезив	3	60,0	0	0	3	60,0	5	41,7	1	50,0
Общо	5	100	8	100	5	100	12	100	2	100

Установи се статистическа зависимост между обработката на интраоралната част и постсиланизационното третиране (P=0,035).



Лекарите, които третират силана с топлинни методи използват още пилител и



HF или пилител и адхезив в обработката на интраоралната част. За останалите групи

методът на третиране на силана е само чрез въздух на стайна температура (фиг. 47, N=37).

Не се установи статистическа зависимост между методите на обработка на интраоралния порцелан и познаването на рисковете при работа с HF (P=0,093). В групите пилител, адхезив и HF, силан процентът на запознатите с рисковете е по-нисък от този на информираните (фиг. 48, N=60).

Не се установи статистическа зависимост между методите на обработка на интраоралния порцелан и познаването на първичните медицински мерки при контаминация с HF (P=0,320, табл. 35).

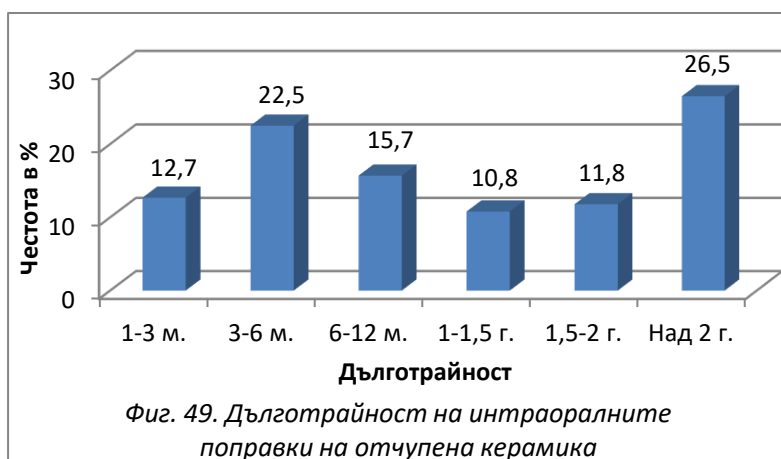
Разпределение на лекарите според обработката на интраоралния порцелан и познаването на първичните лечебни мерки при контаминация с флуороводородна киселина

Таблица 35

Метод на обработка	Пилител		Пилител, адхезив		HF, ССА		Пилител, HF, ССА		Пилител, ССА, адхезив		Пилител, HF, ССА, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Познаване на мерките												
Да	5	71,4	3	33,3	4	44,4	8	80,0	5	62,5	16	66,7
Не	2	28,6	6	66,7	5	55,6	2	20,0	3	37,5	8	33,3
Общо	7	100	9	100	9	100	10	100	8	100	24	100

1.6. Средната издръжливост на направените поправки и недостатъците на използваните методи.

Резултатите относно средната дълготрайност на клиничните поправки са представени на фиг. 49. От 102 лекари едва 27 (26,5%) посочват



успеваемост на направените интраорални поправки над 2 години. Повече от половината лекари – 52

(50,9 %) са посочили, че възстановените фрактурирани фрагменти са с дълготрайност под една година, а при приблизително една трета - 36 (35,2%) - тя е под 6 месеца (фиг. 49, N = 102).

Не се установи статистически значима зависимост между дълготрайността на поправките и възрастта на лекарите ($P=0,786$).

Не се установи статистически значима зависимост между дълготрайност на клиничните поправки и вида на използвания силан ($P=0,425$, табл. 36).

Разпределение на лекарите според дълготрайността на клиничните поправки и вида на използвания силан **Таблица 36**

Дълготрайност Вид на силана	1-3 м.		3-6 м.		6-12 м.		1-1,5 г.		1,5-2 г.		Над 2 г.	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Еднобутилков	5	71,4	9	64,3	8	88,9	7	70,0	5	50,0	11	73,3
Двубутилков	2	28,6	5	35,7	1	11,1	3	30,0	5	50,0	4	26,7
Общо	7	100	14	100	9	100	10	100	10	100	15	100

Установи се статистическа значимост между методите на постсиланизационна обработка и дълготрайността на направените поправки ($P=0,016$, табл. 37).

Разпределение на лекарите според дълготрайността на клиничните поправки и метода на постсиланизационно третиране **Таблица 37**

Дълготрайност Третиране на силана	1-3 м.		3-6 м.		6-12 м.		1-1,5 г.		1,5-2 г.		Над 2 г.	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Въздух	2	40,0	12	85,7	9	100	10	100	9	81,8	14	93,3
Вода	0	0	1	7,1	0	0	0	0	1	9,1	0	0,0
Горещ въздух	1	20,0	0	0	0	0	0	0	1	9,1	0	0,0
Пещ	0	0	1	7,1	0	0	0	0	0	0,0	0	0,0
Гореща вода	2	40,0	0	0,0	0	0	0	0	0	0,0	1	6,7
Общо	5	100	14	100	9	100	10	100	11	100	15	100

Установи се статистическа значимост между дълготрайността на поправките и метода на обработка на интраоралния порцелан ($P=0,013$, табл. 38).

Разпределение на лекарите според дълготрайността на клиничните поправки и методите на обработка на интраоралния порцелан

Таблица 38

Дълготрайност Метод на обработка	1-3 м.		3-6 м.		6-12 м.		1-1,5 г.		1,5-2 г.		Над 2 г.	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Пилител, адхезив	3	37,5	3	23,1	2	28,6	0	0	0	0,0	1	8,3
HF, ССА	1	12,5	3	23,1	1	14,3	0	0	1	12,5	3	25,0
Пилител, HF, ССА	0	0	0	0	1	14,3	0	0	1	12,5	3	25,0
Пилител, ССА, адхезив	0	0	4	30,8	3	42,9	1	50,0	6	75,0	4	33,3
Пилител, HF, ССА, адхезив	4	50,0	3	23,1	0	0	1	50,0	0	0	1	8,3
Общо	8	100	13	100	7	100	2	100	8	100	12	100

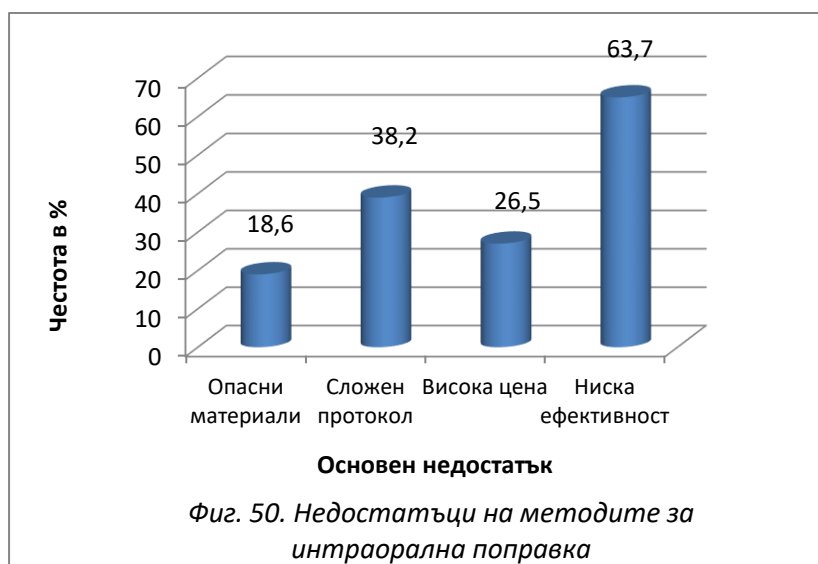
Успеваемост над две години лекарите постигат най-често чрез пилител, ССА и адхезив (33,3%), пилител, HF и ССА (25,0%) и HF, ССА (25,0%). За успеваемост 1,5–2 г. най-голям процент от лекарите използват пилител, ССА, адхезив (75%). За наличието на ниска дълготрайност докладват лекарите ползващи пилител, HF, ССА, адхезив-50,0% за 1-3 м. и 23,1% за 3-6 м. При успеваемост от 3 до 6 месеца лекарите използват пилител, ССА, адхезив (30,8%), HF, ССА (23,1%) и пилител и адхезив (23,1%).

Не се установи статистическа зависимост между дълготрайността на поправките и времето за нанасяне на силана ($P=0,548$, табл. 39).

Разпределение на лекарите според дълготрайността на клиничните поправки и времето за нанасяне на силана **Таблица 39**

Дълготрайност Време за нанасяне	1-3 м.		3-6 м.		6-12 м.		1-1,5 г.		1,5-2 г.		Над 2 г.	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
15 сек.	3	42,9	2	15,4	2	28,6	3	30,0	2	28,6	3	23,1
30 сек.	2	28,6	6	46,2	3	42,9	2	20,0	2	28,6	3	23,1
45 сек.	0	0	2	15,4	2	28,6	0	0	0	0	4	30,8
60 сек.	2	28,6	2	15,4	0	0	5	50,0	3	42,9	2	15,4
90 сек.	0	0	1	7,7	0	0	0	0	0	0	1	7,7
Общо	7	100	13	100	7	100	10	100	7	100	13	100

Какви са основните недостатъци на използваните методи са посочили



106 лекари по дентална медицина. Част от тях са посочили повече от един недостатък, поради което сборът от процентите надхвърля сто. Като основен проблем 65

(63,7%) от лекарите приемат ниската ефективност на методите за поправка. Следващият по значимост недостатък за колегите е сложната методика на поправките – 39 (38,2%). Високата цена е фактор за 27 (26,5%), а едва 19 (18,6%) посочват, че се използват опасни за здравето на пациента и лекуващия екип материали (фиг. 50, N=106).

Не се установи статистическа зависимост между основните недостатъци и възрастта ($P=0,874$, табл. 40).

Възрастово разпределение на лекарите според основните недостатъци на методите за обработка на фрактурираната керамика

Таблица 40

Недостатък \ Възраст в години	24 – 40		41 – 50		Над 50	
	брой	%	брой	%	брой	%
Опасни материали	9	17,6	3	6,7	6	11,8
Сложен протокол	13	25,5	12	26,7	13	25,5
Висока цена	9	17,6	6	13,3	12	23,5
Ниска ефективност	20	39,2	24	53,3	20	39,2
Общо	51	100	45	100	51	100

Зависимостта между основните недостатъци и метода на третиране на керамиката е представена в табл. 41. Не се установи статистическа значимост ($P=0,783$).

Разпределение на лекарите според начина на обработка на интраоралната част и основните недостатъци на методите за обработка

Таблица 41

Недостатък \ Метод на обработка	Пилител		Пилител, адхезив		HF, CCA		Пилител, HF, CCA		Пилител, CCA, адхезив		Пилител, HF, CCA, адхезив	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Опасни материали	0	0	1	5,9	1	11,1	4	22,2	1	8,3	5	13,6
Сложен протокол	1	14,3	4	23,5	3	33,3	3	16,7	3	25,0	13	35,1
Висока цена	2	28,6	6	35,3	1	11,1	2	11,1	1	8,3	6	16,2
Ниска ефективност	4	57,1	6	35,3	4	44,5	9	50,0	7	58,4	13	35,1
Общо	7	100	17	100	9	100	18	100	12	100	37	100

Установи се статистическа значимост между мнението на лекарите относно основните недостатъци и дълготрайността на направените поправки ($P=0,016$, табл. 42).

Разпределение на лекарите според основните недостатъци на методите за клинична поправка и дълготрайността на поправката

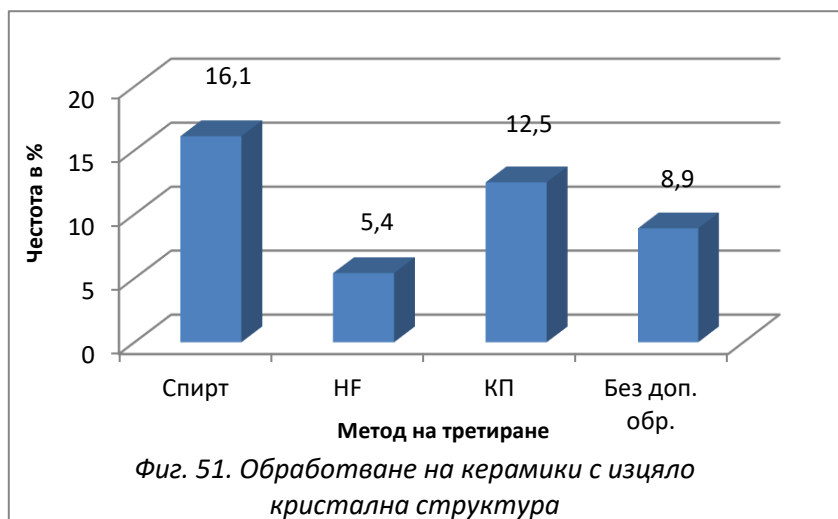
Таблица 42

Дълготрайност \ Недостатък	1-3 м.		3-6 м.		6-12 м.		1-1,5 г.		1,5-2 г.		Над 2 г.	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
Опасни материали	1	5,6	3	8,6	2	9,1	2	8,0	3	15,8	9	25,0
Сложен протокол	4	22,2	6	17,1	3	13,6	6	24,0	6	31,6	13	36,1
Висока цена	3	16,7	8	22,9	2	9,1	5	20,0	3	15,8	6	16,7
Ниска ефективност	10	55,5	18	51,4	15	68,2	12	48,0	7	36,8	8	22,2
Общо	18	100	35	100	22	100	25	100	19	100	36	100

За лекарите, посочващи дълготрайност над две години основен недостатък е сложният протокол на работа - 13 (36,1%) и използването на опасни материали – 9 (25,0%). За всички останали групи най-висок процент от лекарите отговарят, че основен недостатък е ниската ефективност. За същите групи използването на опасни материали е най-рядко посочваният недостатък, като единствено при лекарите, съобщаващи за дълготрайност от 1,5-2 г. процентът му е равен на тези, посочили висока цена на поправките (15,8%).

1.7. Методи на обработка на високоякостните керамики с изцяло кристална фаза

От 56 лекари, 24 (42,9%) използват само един метод за обработка на керамиките съдържащи само кристална фаза. Спиртът е единственият



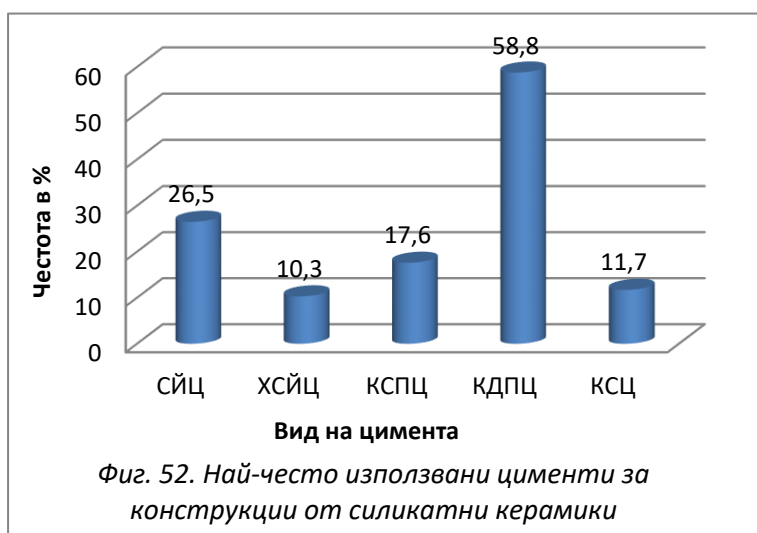
метод на обработка за 9 (37,5%) от лекарите, 7 (29,2%) използват само силан, 5 (20,8%) не прилагат допълнителна обработка и 3

(12,5%) ецват керамиката с HF (фиг. 51, N=56).

Тридесет и двама лекари по дентална медицина (57,1%) използват повече от един метод на обработка на керамичната повърхност. Трина (5,3%) са посочили, че използват системата за силициево покритие Rocates. Двама (3,6%) са посочили, че комбинират системата Rocates с нанасянето на силан. Също двама (3,6%) използват силан след третиране със Silicoater. Общият брой на колегите, използващи HF за третиране на този вид керамика е 17 (30,4%), като 12 (21,4%) нанасят и силанов свързващ агент.

1.8. Видове цименти, използвани за фиксиране на различните видове изцяло керамични конструкции

От отговорили общо 68 лекари, 40 (58,8%) циментират възстановя-



ванията от силикатна керамика с композитен двойно полимеризиращ цимент (КДПЦ), 18 (26,5%) със стъклено-йономерен цимент (СЙЦ), 12 (17,6%) с композитен светлинно-полимеризиращ цимент

(КСПЦ), 8 (11,7%) с композитен самоадхезивен цимент (КСЦ) и 7 (10,3%) с хибриден стъклено-йономерен цимент (ХСЙЦ). Някои лекари са дали повече от един отговор (фиг. 52, N=68).

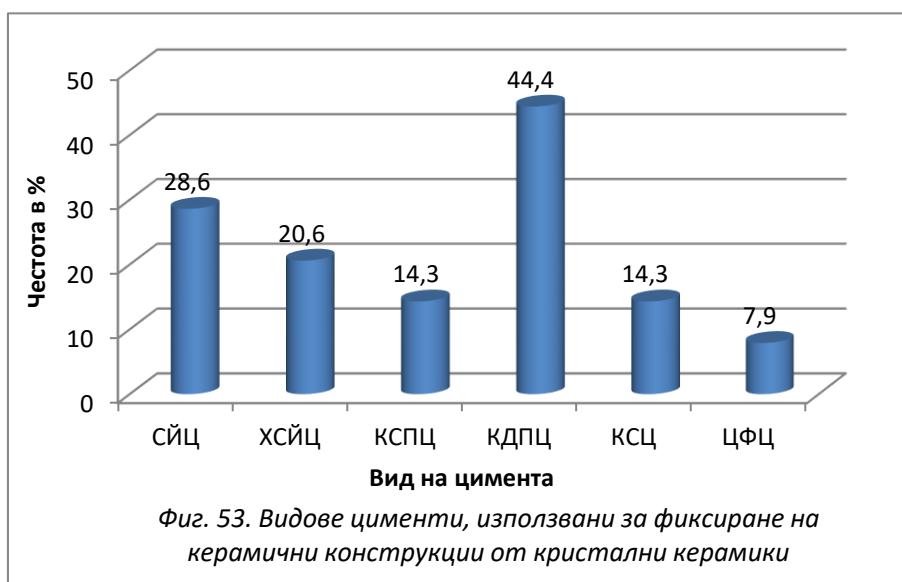
Не се установи статистическа зависимост между вида на цимента за силикатните керамики и възрастта на лекарите ($P=0,843$, табл. 43).

Възрастово разпределение на лекарите според вида цимент, използван за фиксиране на изцяло керамични конструкции, изработени от силикатна керамика

Таблица 43

Вид на цимента	24 – 40		41 – 50		Над 50	
	брой	%	брой	%	брой	%
СЙЦ	5	12,5	7	36,8	24	21,6
ХСЙЦ	3	7,5	0	0	11	9,9
КСПЦ	7	17,5	2	10,5	15	13,5
КДПЦ	21	52,5	8	42,1	51	45,9
КСЦ	4	10,0	2	10,5	10	9,0
Общо	40	100	19	100	111	100

Данните относно циментирането на керамични конструкции, изцяло



изградени от кристална фаза са представени на фиг. 53. Двадесет и осем колеги (44,4%) циментират възстановяванията с КДПЦ, 18 (28,6%) със

СЙЦ, 9 (14,3%) с КСПЦ, 9 (14,3%) с КСЦ, 13 (20,6%) със ХСЙЦ и 5 (7,9%) с цинк-фосфатен цимент (ЦФЦ). Тринадесет лекари са посочили повече от един цимент в зависимост от клиничната ситуация, като най-често се предпочитат стъкленойономерните и двойно полимеризиращите композитни цименти (N=63).

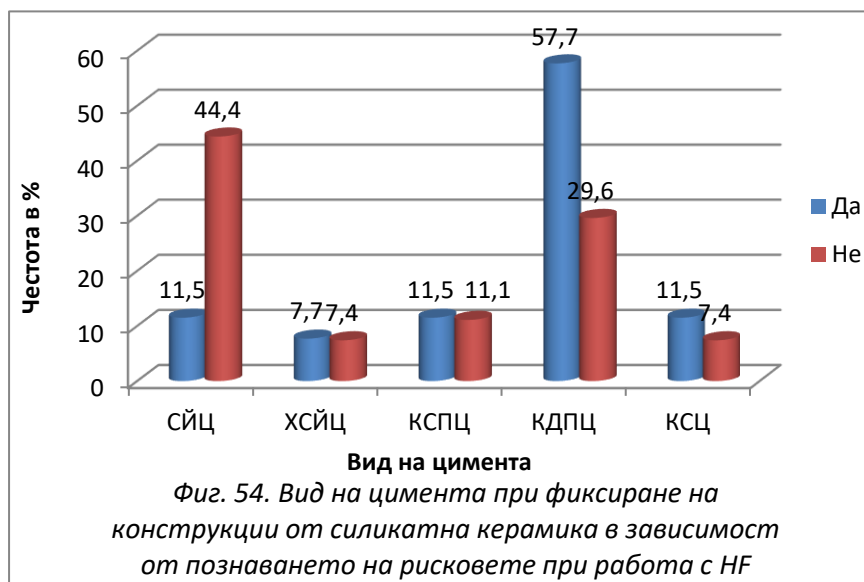
Връзката между използваните цименти за фиксиране на керамиките с изцяло кристална структура и възрастта е представена в табл. 44. Не се установи статистическа зависимост (P=0,810).

Възрастово разпределение на лекарите според вида цимент, използван за фиксиране на керамични конструкции, изработени от керамики с изцяло

кристална структура

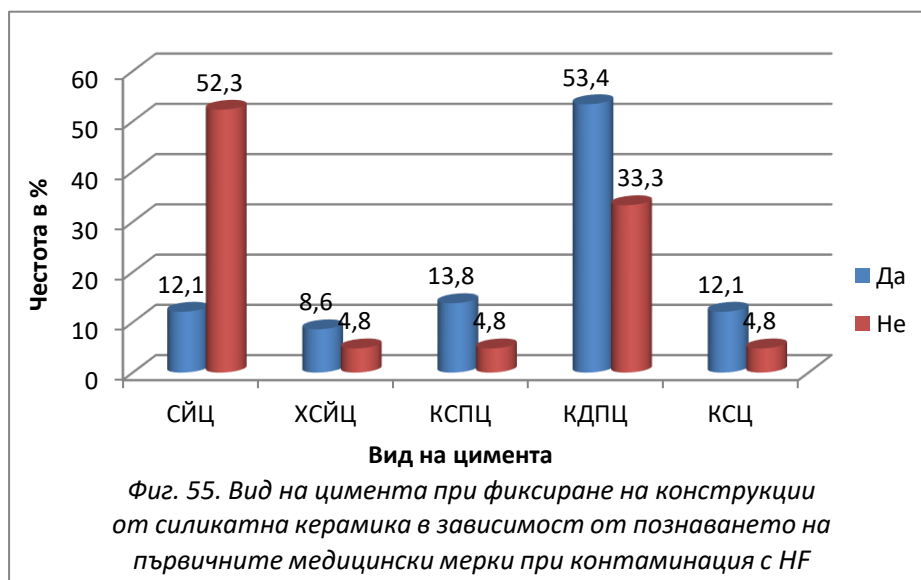
Таблица 44

Вид на цимента	Възраст в години		24 – 40		41 – 50		Над 50	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
СЙЦ	8	21,6	4	20,0	6	24,0		
ХСЙЦ	7	18,9	1	5,0	5	20,0		
КСПЦ	4	10,8	2	10,0	3	12,0		
КДПЦ	14	37,8	8	40,0	6	24,0		
КСЦ	4	10,8	3	15,0	2	8,0		
ЦФЦ	0	0	2	10,0	3	12,0		
Общо	37	100	20	100	25	100		



Установи се статистическа зависимост между познаването на рисковете при работа с HF и предпочитанията към вида цимент за фиксиране на

силикатни керамики (P=0,018). От запознатите с рисковете най-голям процент (57,7%) предпочитат КДПЦ, докато най-често незапознатите с



риските при работа с киселината избират СЙЦ (44,4%)(фиг 54, N=72).

Установи се статистическа зависимост между познаването на първичните медицински мерки при контаминация с HF и предпочитанията към вида цимент за фиксиране на силикатни керамики ($P=0,009$). Запознатите с мерките лекари използват най-често КДПЦ (53,4%) и КСПЦ (13,8%), докато незапознатите са посочили, че използват най-често СЙЦ (52,4%) и КДПЦ (33,3%, фиг. 55, $N=72$).

Разпределение на лекарите според вида цимент, използван за фиксиране на конструкции от керамика с изцяло кристална структура според познаването на рисковете при работа с HF и първичните медицински

мерки при контаминация с HF

Таблица 45

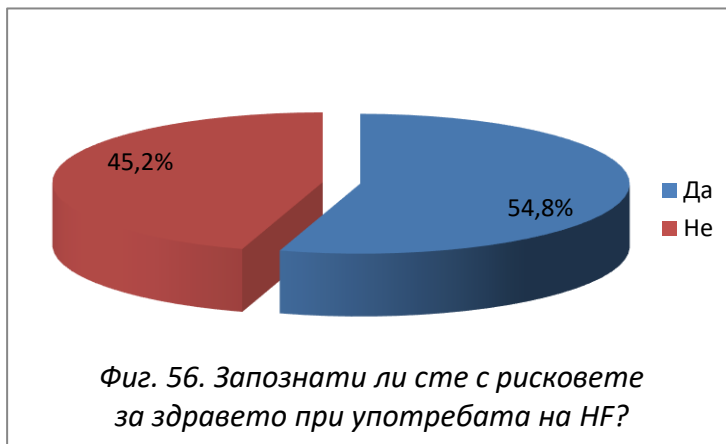
Познаване на рисковете Вид на цимента	Да		Не		Познаване на мерките Вид на цимента	Да		Не	
	брой	%	брой	%		брой	%	брой	%
СЙЦ	9	17,3	9	36,0	СЙЦ	10	17,2	8	42,1
ХСЙЦ	7	13,5	3	12,0	ХСЙЦ	9	15,5	1	5,3
КСПЦ	5	9,6	3	12,0	КСПЦ	7	12,1	1	5,3
КДПЦ	20	38,4	7	28,0	КДПЦ	20	34,5	7	36,7
КСЦ	7	13,5	2	8,0	КСЦ	8	13,8	1	5,3
ЦФЦ	4	7,7	1	4,0	ЦФЦ	4	6,9	1	5,3
Общо	52	100	25	100	Общо	58	100	19	100

Не се установи статистическа зависимост между вида на цимента за циментиране на конструкции от керамики с кристална структура и познаването на рисковете при работа с HF ($P=0,600$) и вида на цимента и познаването на първичните медицински мерки при контаминация с HF ($P=0,332$, табл. 45).

1.9. Познаване на рисковете свързани с употребата на флуороводородна киселина и първичните медицински мерки при контаминация с нея.

От 115 колеги 63 (54,8%) са запознати с възможните опасни ефекти на флуороводородната киселина. Почти половината (52 лекари, 45,2%) са

отговорили, че нямат достатъчно информация относно HF и рисковете за здравето, които крие нейната употреба (фиг. 56, N=115).

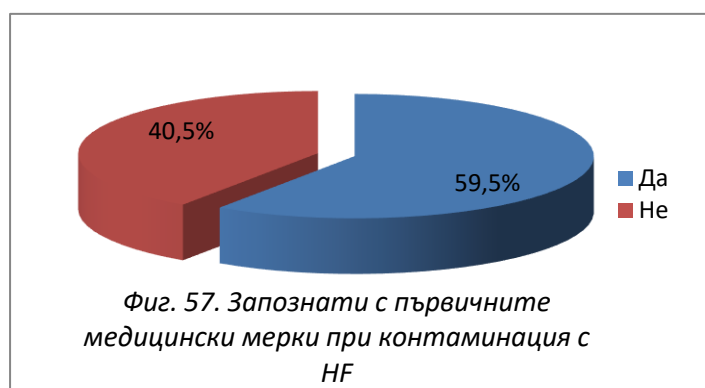


Установи се статистическа зависимост между познаването на рисковете и възрастта на анкетираните (P=0,039). Най-голям е процентът на запознатите в диапазона 24-40 г. (76,3%). В

диапазона 41-50 г. процентът на запознатите е 41,0%, а при колегите над 50 г. той е 52,9% (табл. 46).

Възрастово разпределение на лекарите според познаването на рисковете при работа с HF Таблица 46

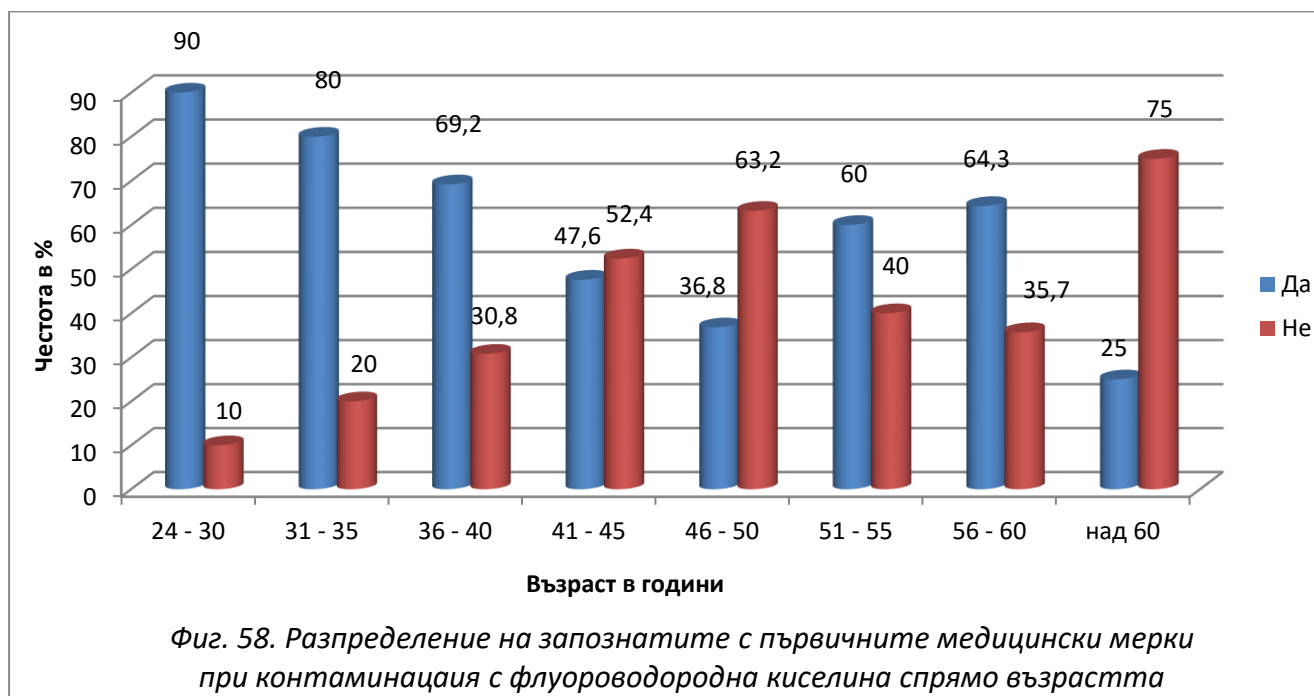
Възраст в години / Познаване на рисковете	24 – 40		41 – 50		Над 50	
	брой	%	брой	%	брой	%
Да	29	76,3	16	41,0	81	52,9
Не	9	23,7	23	59,0	72	47,1
Общо	38	100	39	100	153	100



От 116 отговорили, 69 (59,5%) са запознати с първичните медицински мерки за действие след контаминация с флуороводородна киселина. Четиридесет и седем (40,5%) са

отговорили, че не са информирани в достатъчна степен какви действия да предприемат при възникване на такава ситуация (фиг. 57, N=116).

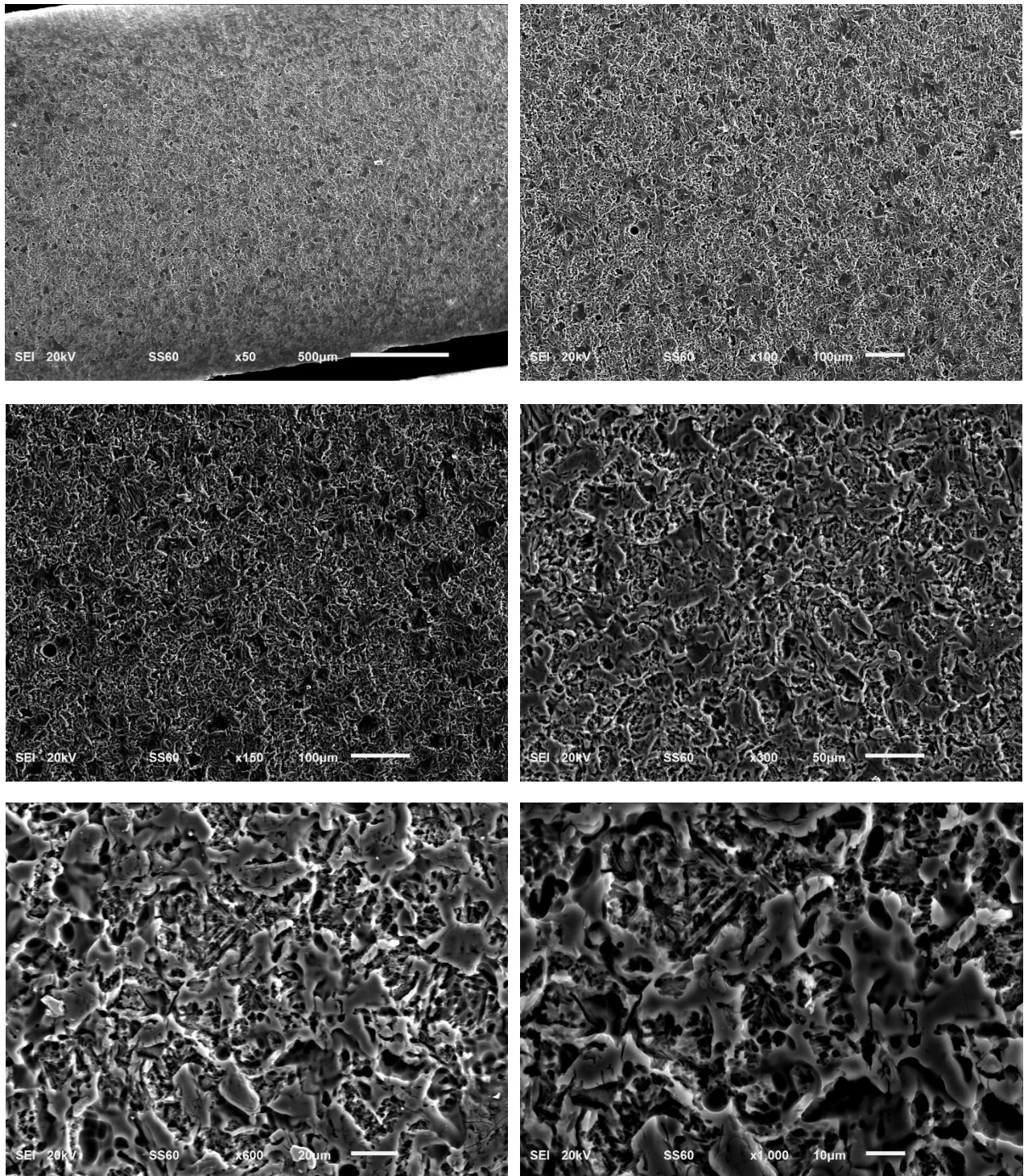
Установи се статистическа значима зависимост между възрастта и информираността на лекарите относно първичните медицински мерки при контаминация с флуороводородна киселина ($P=0,043$).



Най-голям процент запознати с първичните медицински мерки има във възрастовата група от 24-30 год. – 90%. Близък до този е процентът на информираните в групата 31-35 год. – 80%. В интервала 24–50 год. се наблюдава тенденция за намаляване на процента на хората, които знаят как да реагират при контаминация на член на лекуващия екип или пациента с HF, като при групата от 46 до 50 год. той спада до 36,8%. По-малко от половината лекари са информирани по този въпрос и в групата 41-45 год. – 47,6%. Най-малък процент отговорили положително на въпроса има в групата над 60 год. – 25% (фиг. 58).

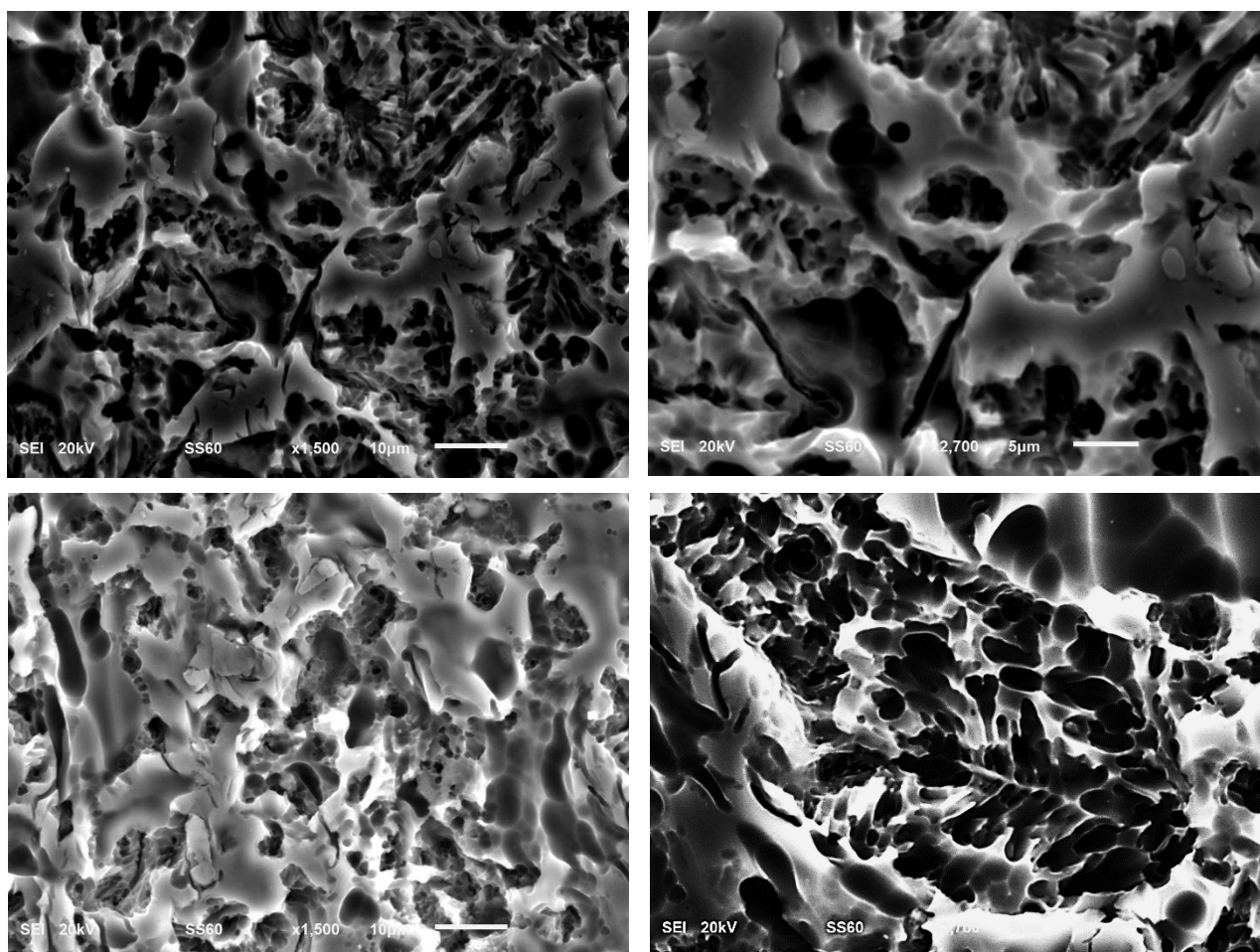
2. Резултати по втора задача

На фиг. 59 са представени електронно-микроскопски снимки на образците от група EXHF.

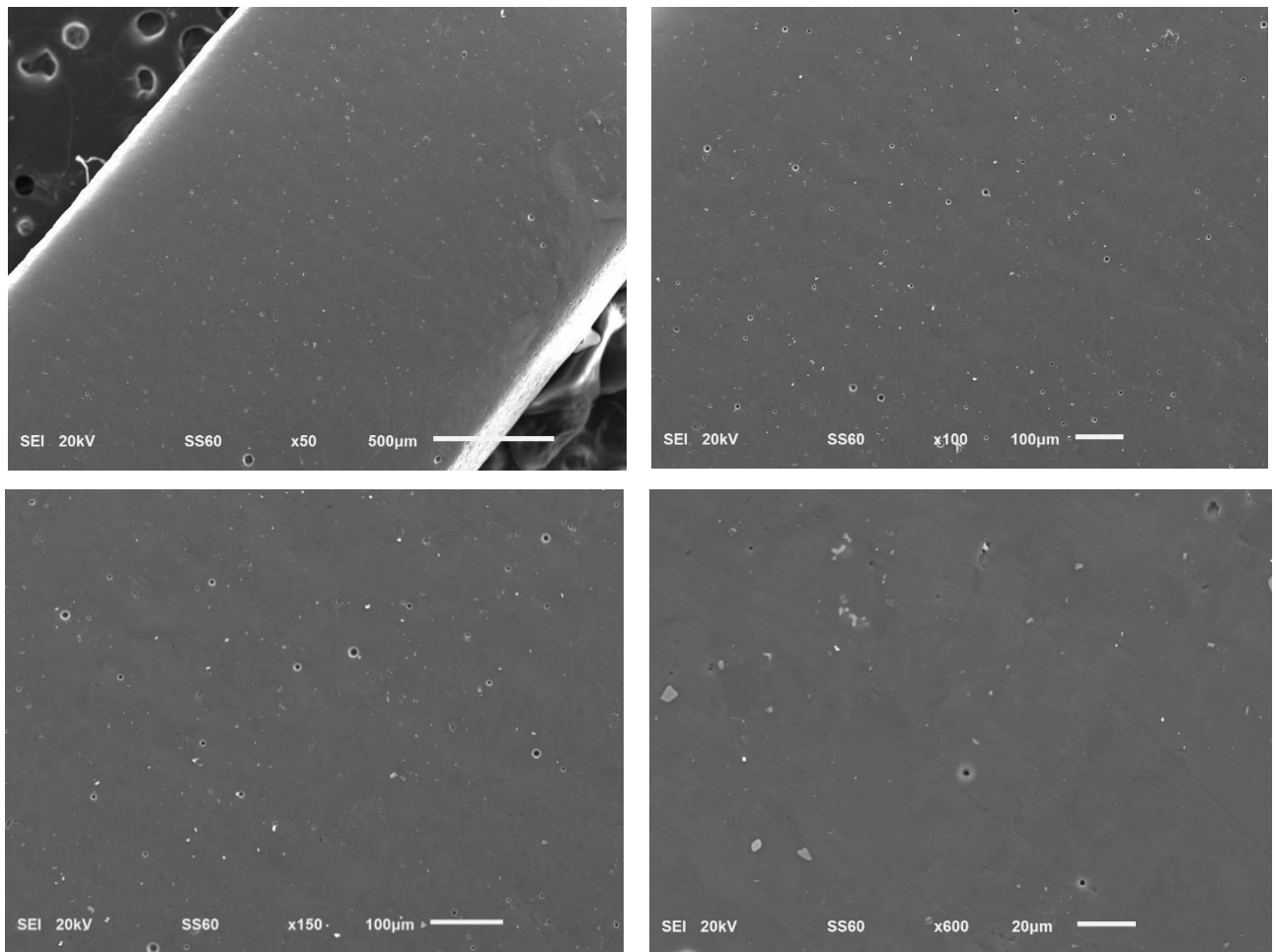


Фиг. 59. SEM на група EXHF – x50, x100, x150, x300, x600, x1000

При образците от група EXHF се установи равномерно разграпена повърхност. HF е разтворила стъкловидната фаза, като нереагиралите с киселината участъци, видими на снимките като **по-plosки структури с площ 5-20 μm и силно разклонен ход, проминират над ямки и каналчета с различна големина. Площите, отговарящи на разтворените от киселината участъци са също с неправилна форма и са с широчина от порядъка на 10-20 μm и сложен криволичещ ход. При по-големите увеличения се забелязва, че в дълбочина на тези участъци има **микроямки с големина 1-2 μm , както и каналчета с дължина 5-10 μm и широчина под 2 μm** (фиг. 60)**

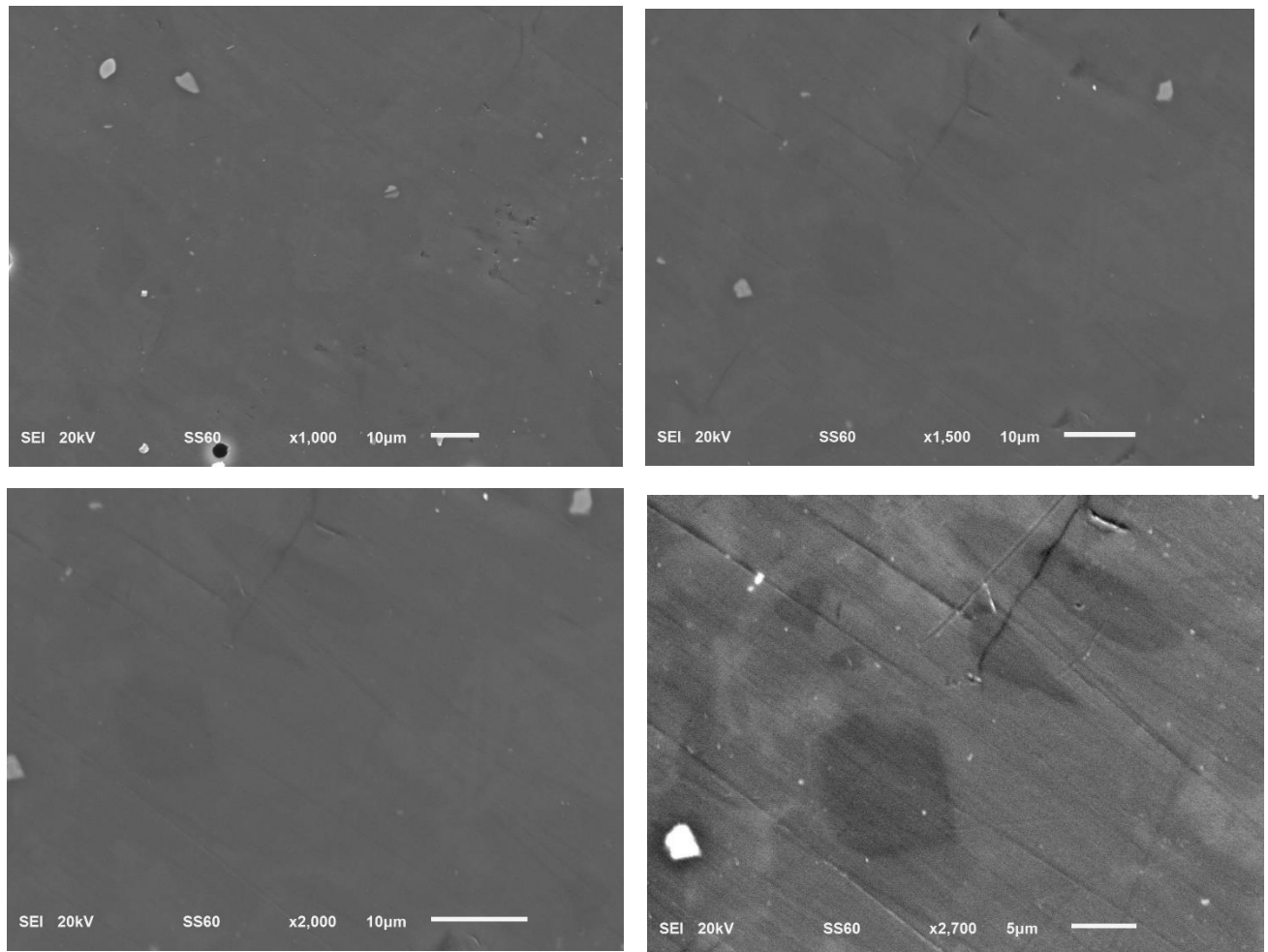


Фиг. 60. СЕМ на група EXHF – $\times 1500$, $\times 2700$



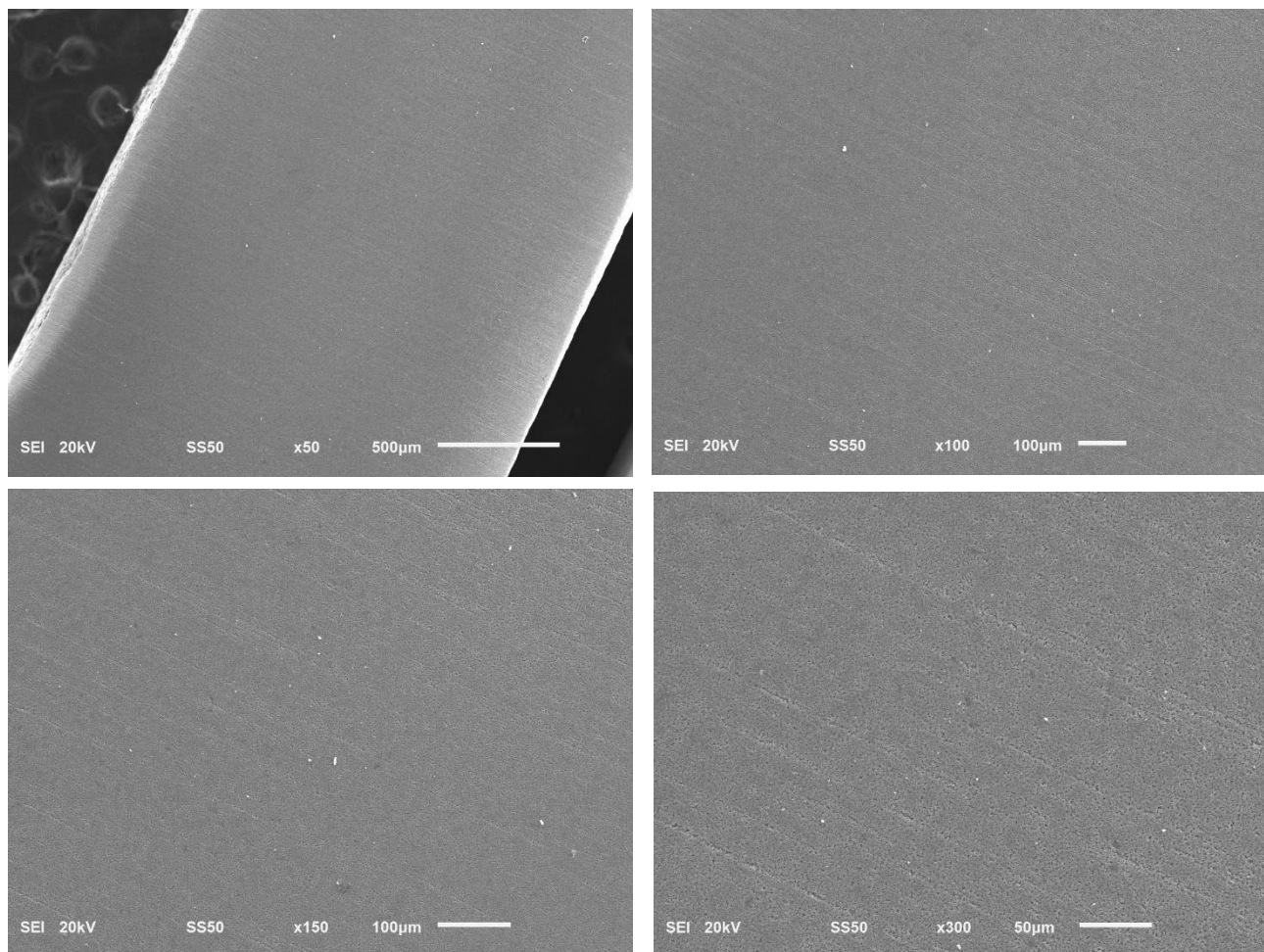
Фиг. 61. SEM на група EXP – x50, x100, x150, x600

При полираните образци се наблюдава гладка, полирана повърхност, с наличието на единични дефекти под формата на добре окръглени шупли, както и следи в резултат на полирането (фиг. 61). На фиг. 62 при увеличение x2700 се вижда фазовата структура на керамиката.



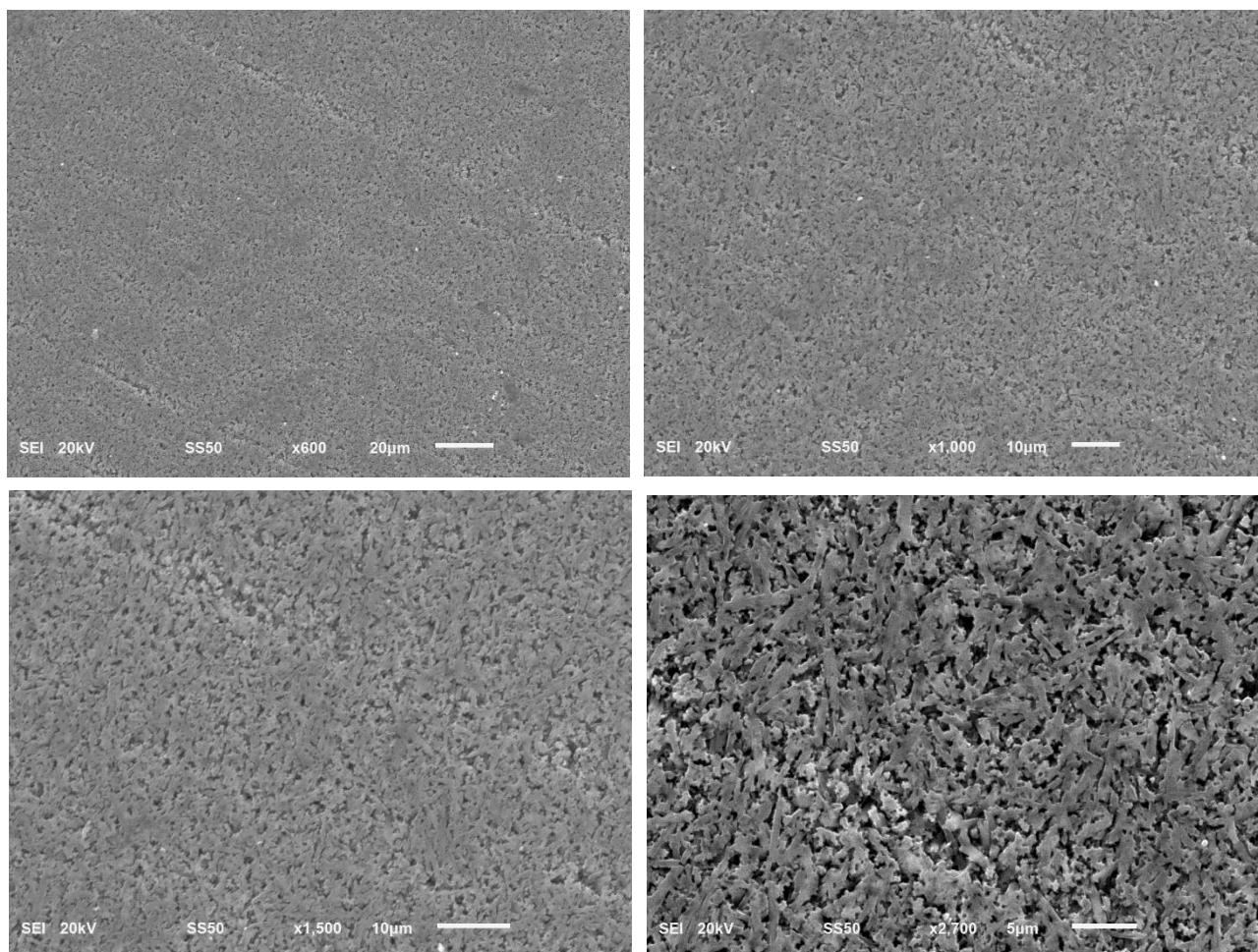
Фиг. 62. SEM на група EXP - x1000, x1500, x2000, x2700

На фиг. 63 са представени електронно-микроскопски снимки на керамични образци от E.max Press, ецнати с флуороводородна киселина за 20 сек. При увеличение до x150 пъти трудно се забелязва разграпавяване на повърхността. При увеличение x300, x600, x1000 се установяват формиранни ямки с нерегулярно разположение .



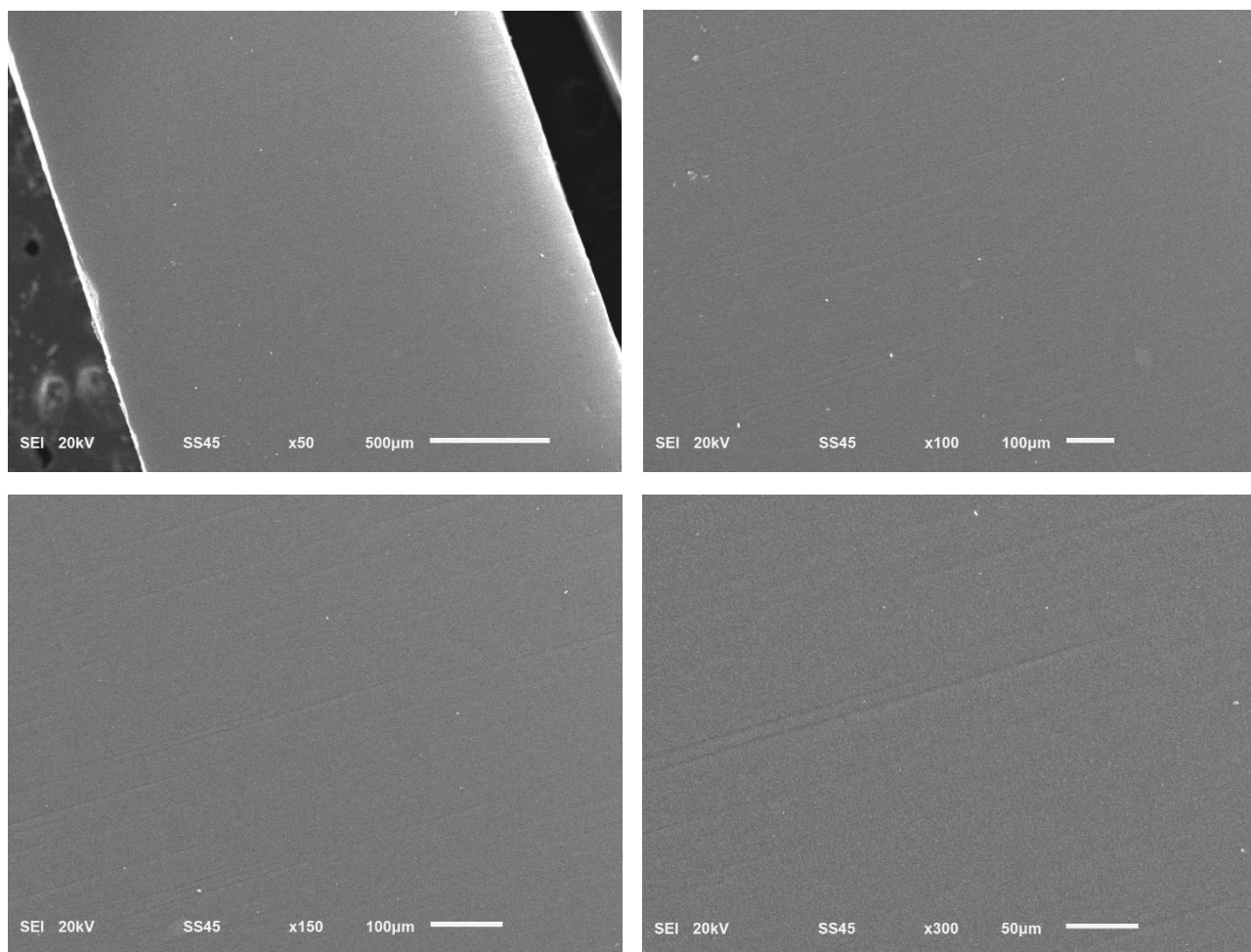
Фиг. 63. СЕМ на група ENF

При увеличение x1500 и x2700 се виждат **оформените кристали от литиев дисиликат** с разнопосочна ориентация и разтворената между тях стъкловидна фаза. **Формираните ямки са с неправилна форма и размери под 2-3 µm. Наблюдават се и каналчета с вълнообразен ход и дължина около 5 µm** (фиг. 64).

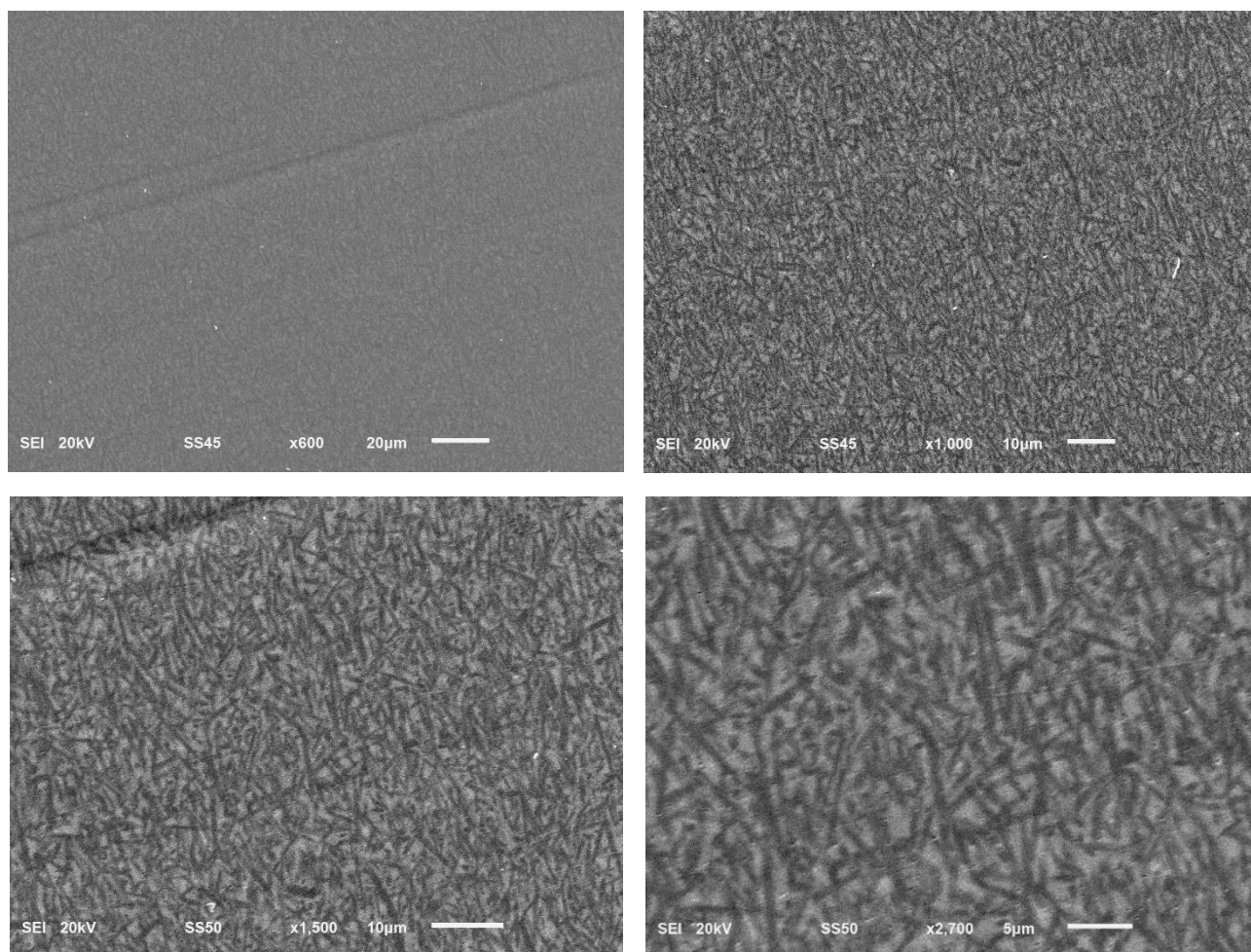


Фиг. 64. СЕМ на група ENF – x600, x1000, x1500, x2700

При полираните образци, изработени от E.max Press се установи гладка, бездефектна повърхност с единични следи от полиращата процедура (фиг. 65) При високи увеличения (x1000, x1500, x2700) се виждат кристалите от литиев дисиликат с дължина няколко микрометра и разнопосочна ориентация, и разположената между тях стъкловидна фаза (фиг. 66).

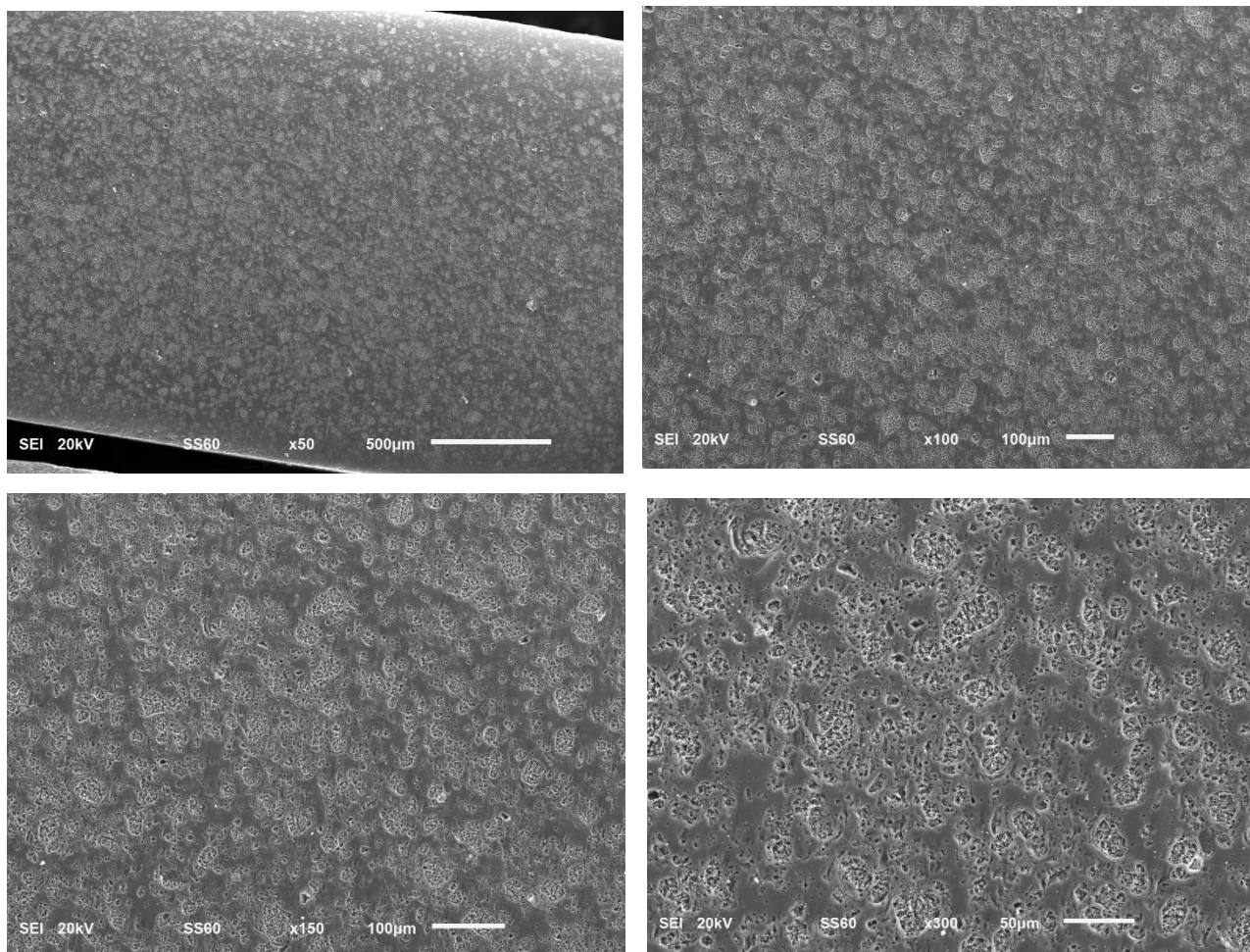


Фиг. 65. СЕМ на група EP -x50, x100, x 150, x300



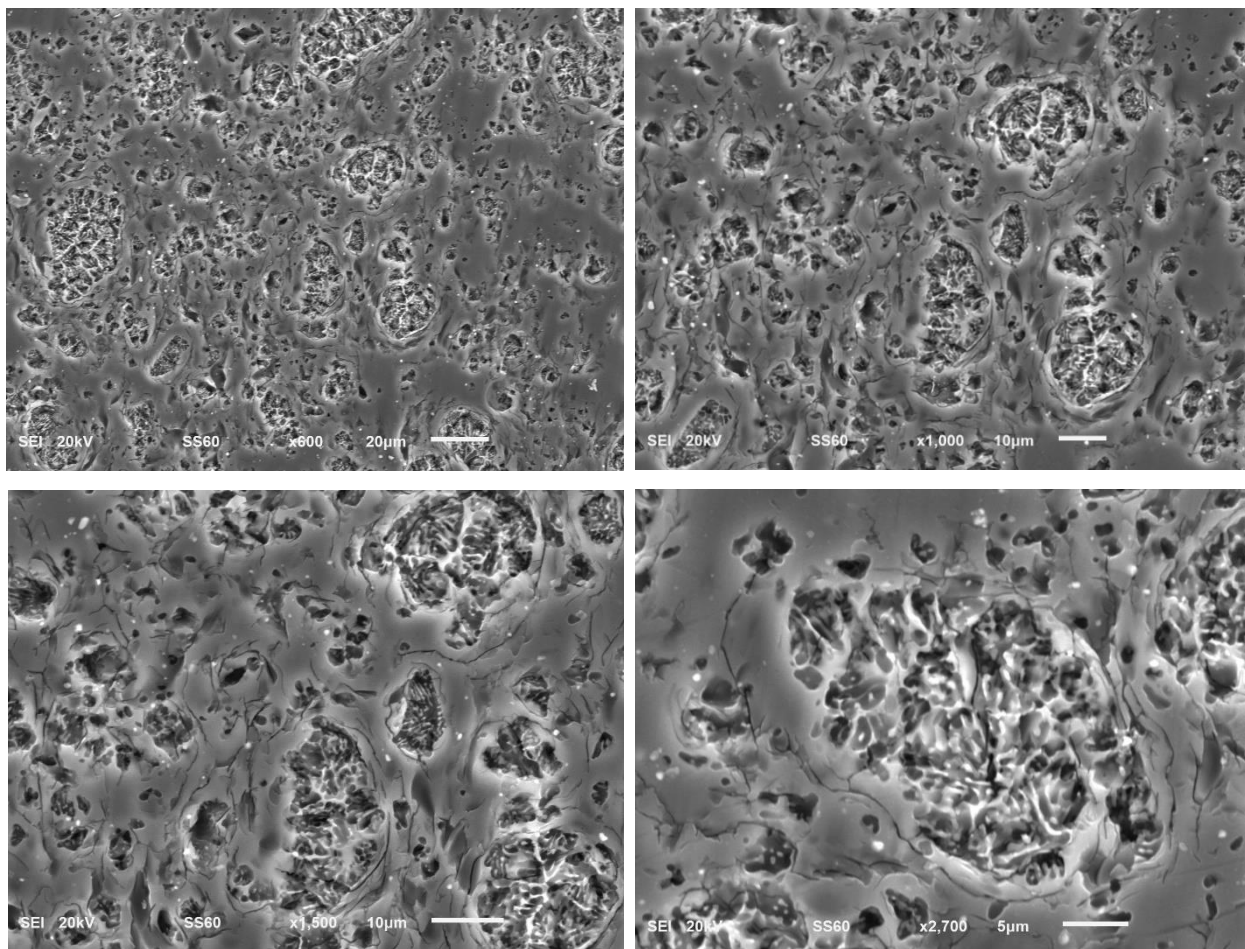
Фиг. 66. СЕМ на група EP – x600, x1000, x1500, x2700

Еднатите са HF образци от Heracem Press са представени на фиг. 67. Още при ниски увеличения (до x300) се установи наличието на сравнително ясно оформени структури с неправилна овална и елипсовидна форма, отговарящи на разтворените от киселината участъци.



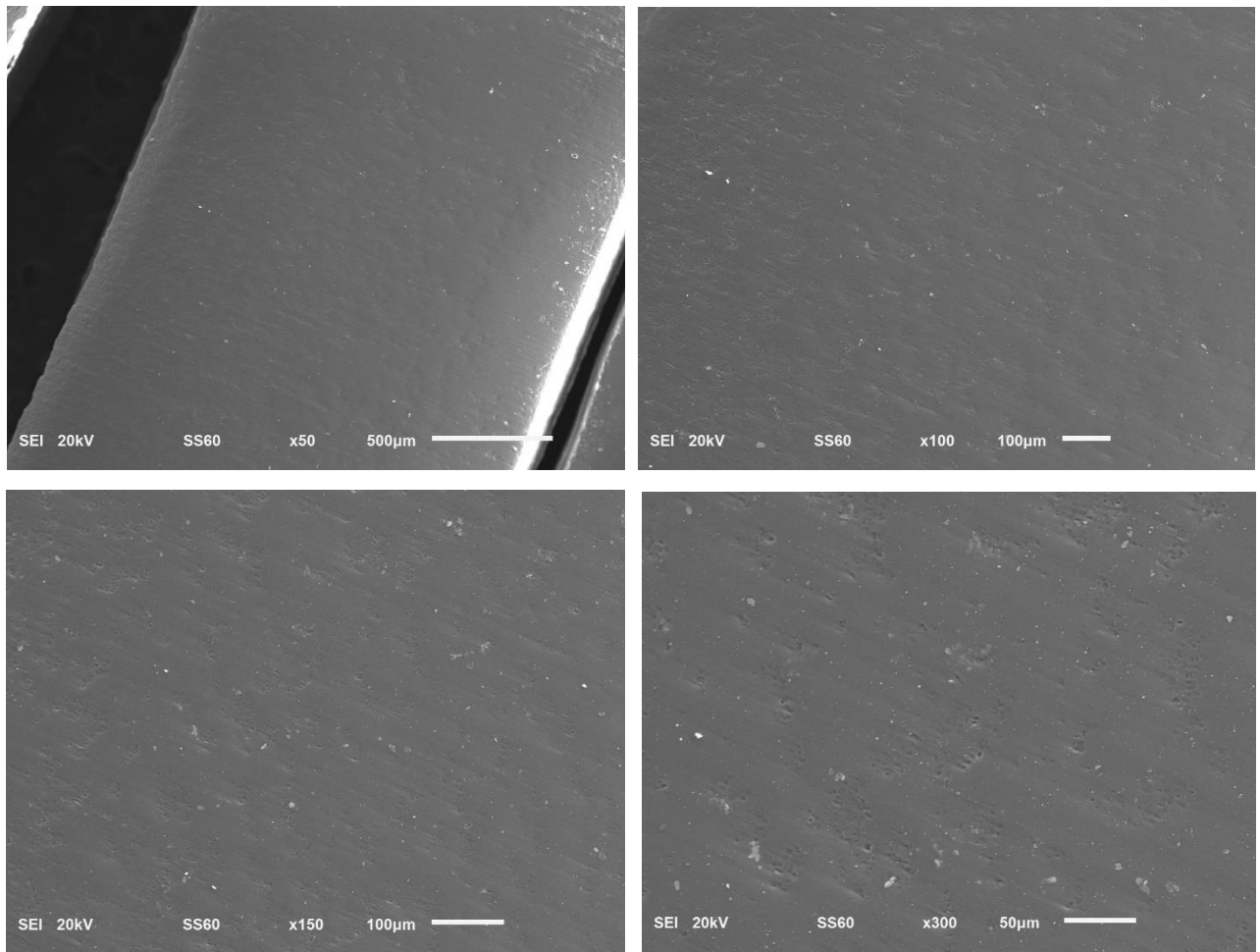
Фиг. 67 SEM на група HNF –x50, x100, x150, x300

При по-голямо увеличение се установи, че това са **формирования, наподобяващи каверни**. На много места има частично разтворена структура под формата на **каналчета**, които в някои случаи обикалят почти напълно формираната каверна или се разполагат по границите на формираща се такава. **Размерите на каверните са 5-20µm** и между тях има по-малки разтворени участъци под формата на ямки с диаметър под **5µm** (фиг. 68).

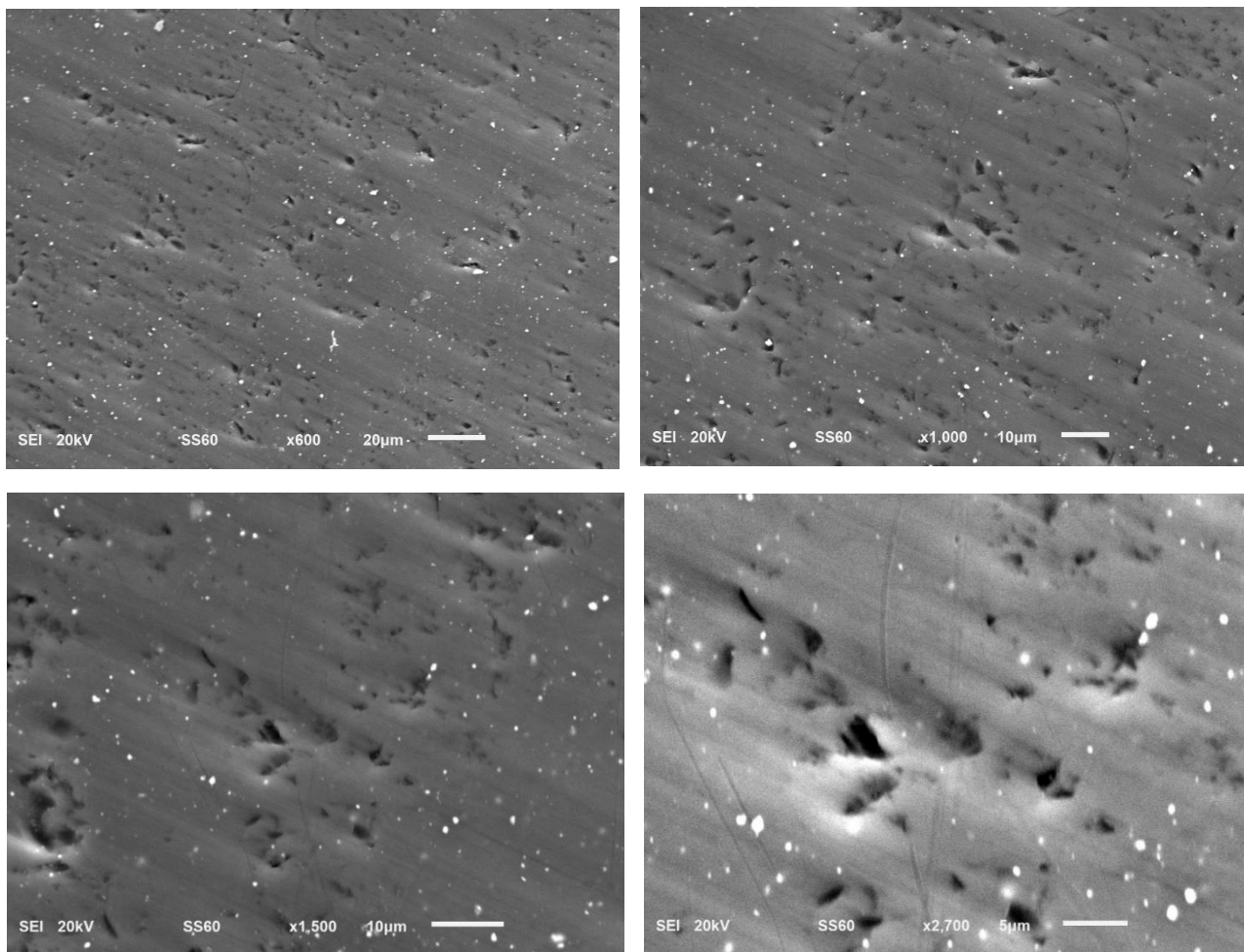


Фиг. 68. СЕМ на група HNF – x600, x1000, x 1500, x2700

На фиг. 69 са представени полираните образци от Heraceram Press. При по-ниските увеличения се наблюдава гладка повърхност с единични следи от полиращата процедура. При увеличение x300 може да се установи наличието на дефекти по повърхостта. При по-големи увеличения става ясно, че това са ямки с размери под 5 μm, разположени сред добре полираните участъци (фиг. 70).



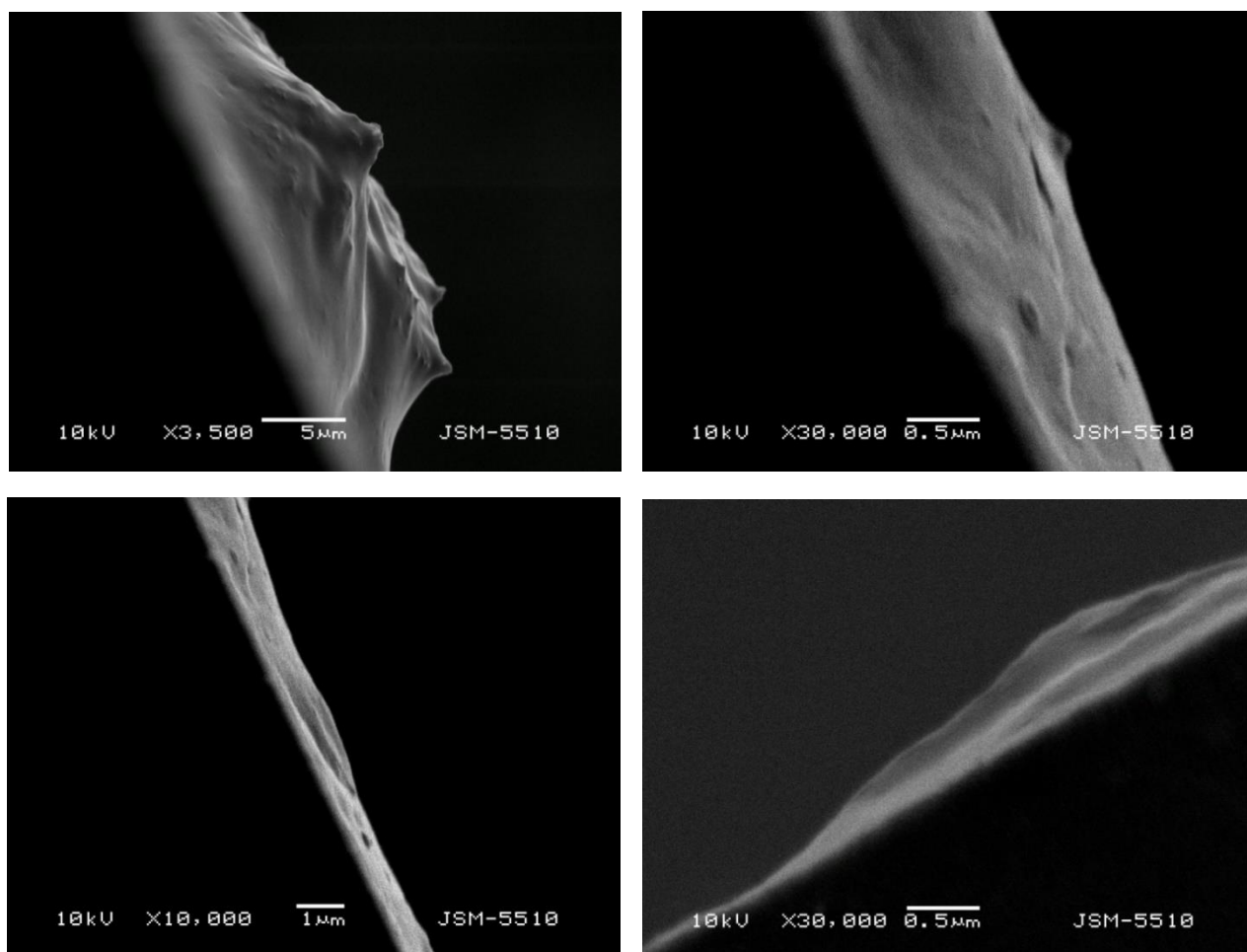
Фиг. 69. СЕМ на група НР – x 50, x100, x 150, x 300



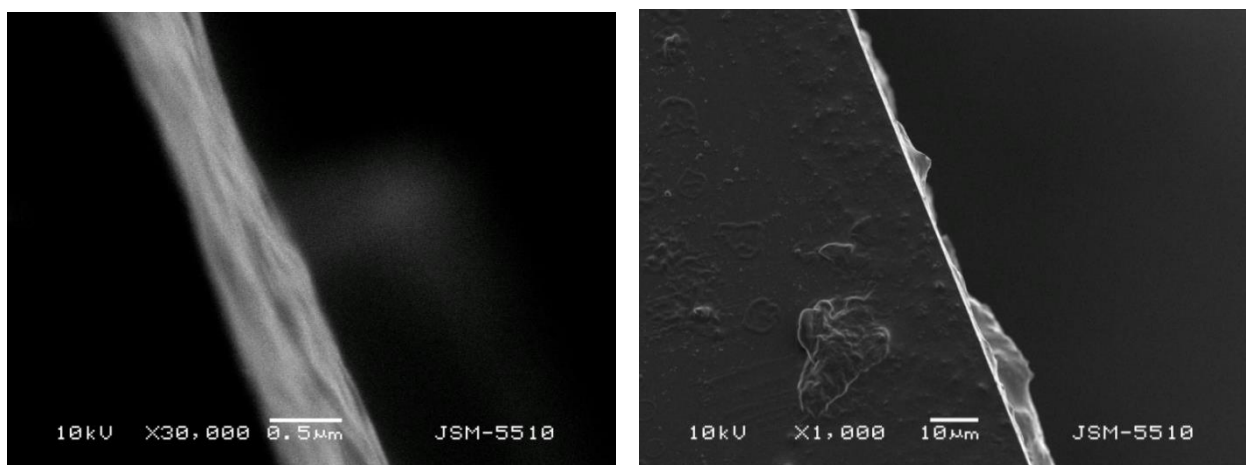
Фиг. 70 СЕМ на група НР – x600, x1000, x1500, x2700

При електронно-микроскопското изследване на покрития със силиан стъклен субстрат се установи следното:

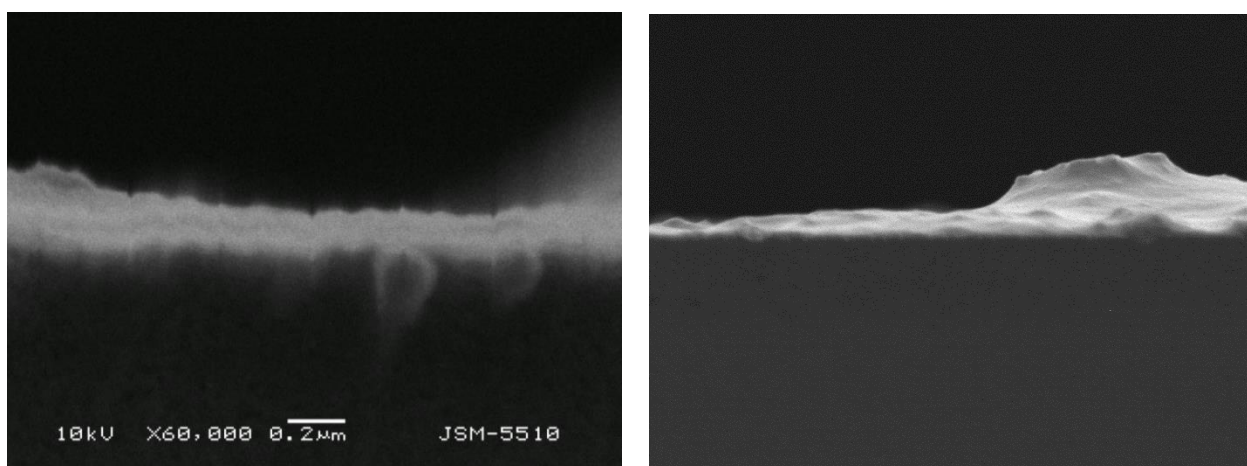
При образците, третирани с въздух на стайна температура се установи наличието на **неравномерно разпределен силианов слой** под формата на силианови були с дебелина **0,5–10 μm** и тънки участъци от порядъка на **0,2–1 μm** (фиг. 71).



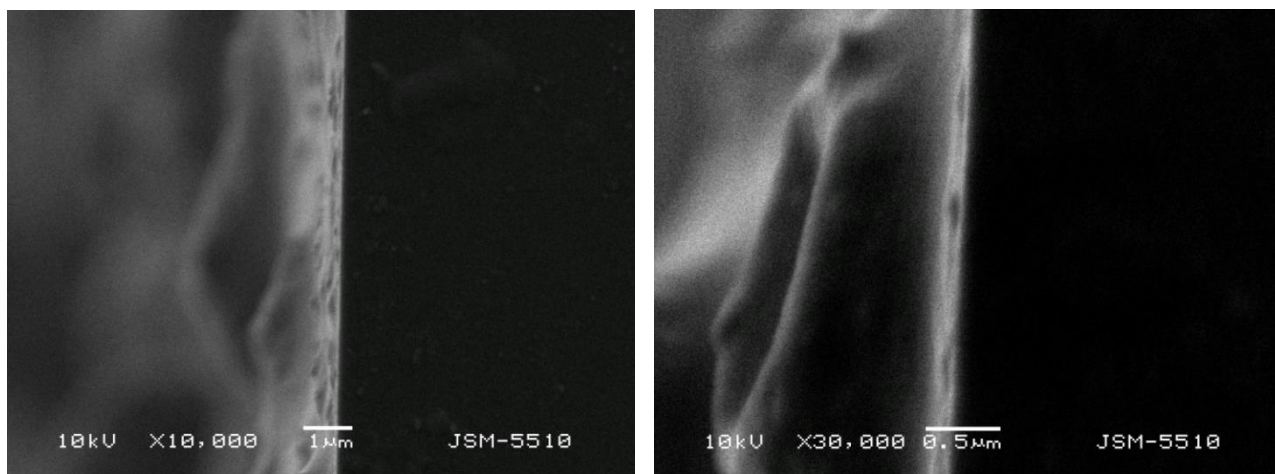
Фиг. 71. СЕМ на силиановия слой на група S20.



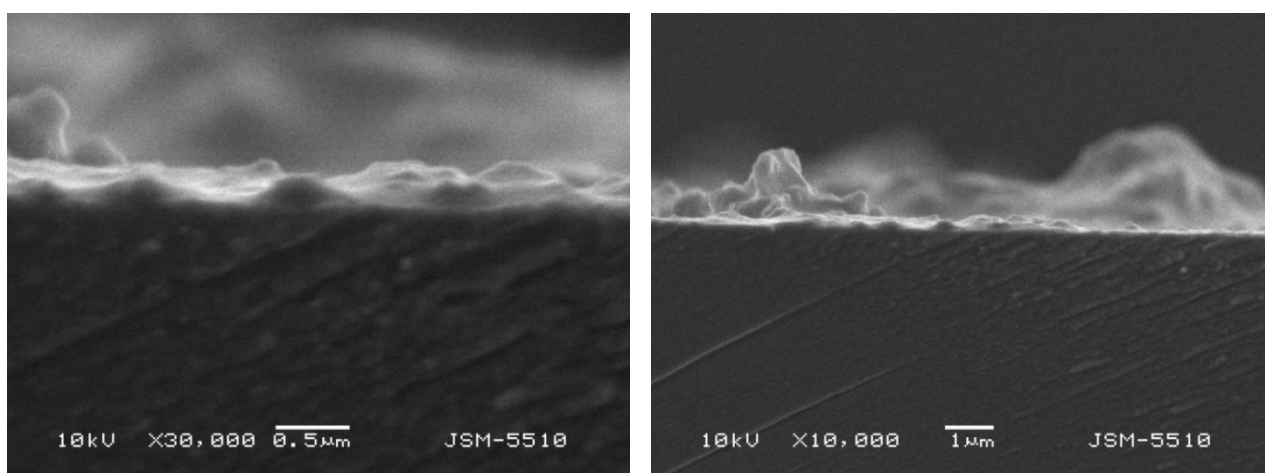
Фиг. 72. СЕМ на силановия слой на група S38.



Фиг. 73. СЕМ на силановия слой на група S50.



Фиг. 74. СЕМ на силиановия слой на група S100.



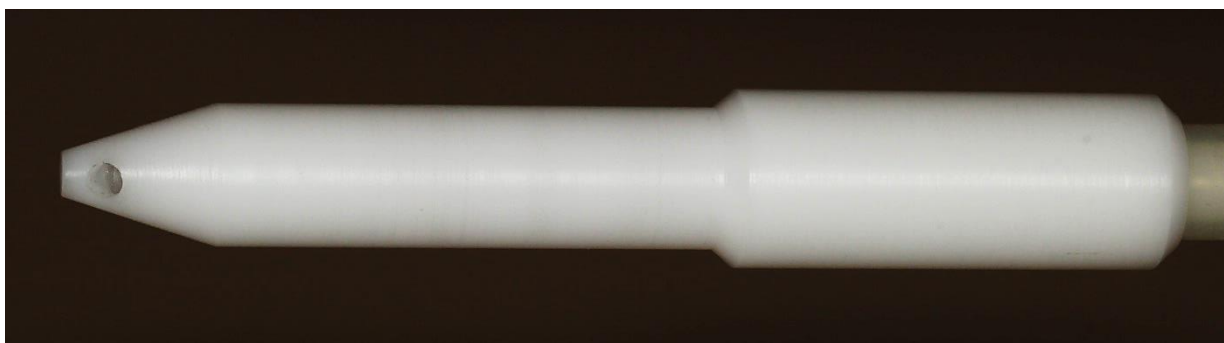
Фиг. 75. СЕМ на силиановия слой на група S120.

При група S38 се установи неравномерен силианов слой с дебелина **0,2-0,5μm** и наличието на були с размери до 10μm. При група S50 се установи неравномерен силианов слой с дебелина около **0,2μm**. При група S100 се установи неравномерен силианов слой с дебелина **0,2μm** и наличието на були с размери до 5μm. При група S120 се установи неравномерен силианов слой с дебелина **0,1-0,2μm** и наличието на були с размери до 3-4μm. Налице е тенденция за намаляване на дебелината на силиановия слой (фиг. 72 – 75).

3. Резултати по трета задача

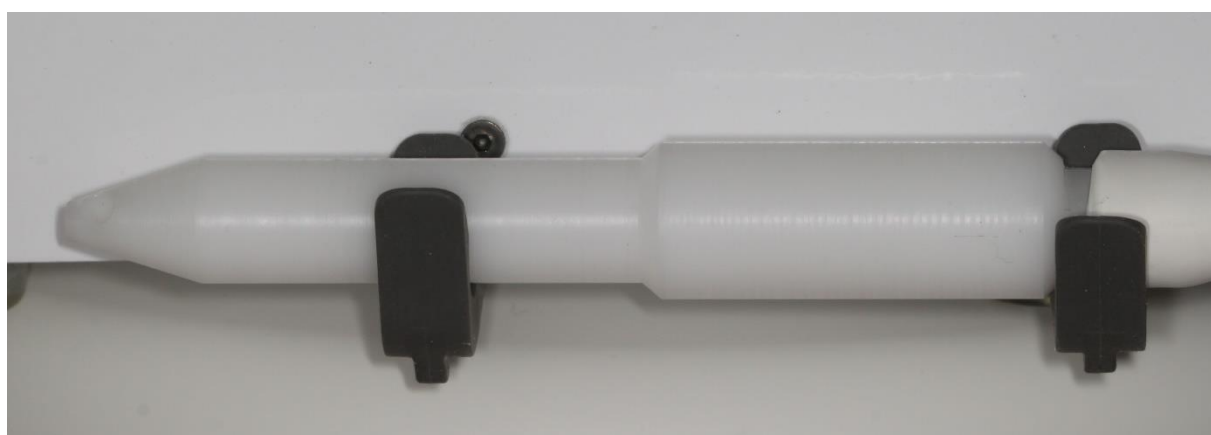
Конструираният от нас апарат включва следните основни компоненти: автоклавируема ръкохватка, силиконов маркуч с включен в него кабел на термометър, завършващ с термодвойка и стоманена кутия с позиционирани в нея останалите компоненти на апарата.

Автоклавируемата ръкохватка, подходяща за интраорална и екстраорална употреба е представена на фиг. 76.



Фиг. 76. Ръкохватка, изработена от полиацетат Tesaform AN POM

Ръкохватката е ергономична и се позиционира на предвидена за целта поставка, монтирана на апарата (фиг. 77).



Фиг. 77. Ръкохватката, позиционирана върху предвидената за целта поставка

С апарата се работи по следния начин. Устройството се позиционира на помощната маса на лекаря или върху специално предвидена за целта масичка (фиг. 78).



Фиг. 78. Апаратът се поставя на помощната маса на лекаря или върху специално предвидена за целта масичка.

Захранващият кабел се включва към електрическата мрежа. Апаратът се включва в работен режим, използвайки копчето ON/OFF (фиг. 79). Чрез трите потенциометъра на лицевия панел се настройва желаната температура, следейки показанията на термометъра, разположен над тях. Завъртането им по часовниковата стрелка ще доведе до повишаване на генерираната температура (фиг 79). След достигане на желаната температура отворът на накрайника се насочва към силанизирания обект, като е необходимо **разстоянието до него да е минимално – до 10мм.** Препоръчва се **времето** за постсиланизационна термична обработка да е **60-120 сек.**

След употреба апаратът се изключва. В зависимост от работната температура е възможно някои части, да са горещи, поради което, за да се

избегне изгаряне, преди преместване на устройството е препоръчително да се остави да изстине.



Фиг. 79. Общ изглед на апарата

4. Резултати по четвърта задача

Сравнителен анализ на резултатите от прилаганите методи в рамките на един керамичен материал

Керамика Heraceram Press

От табл. 47 става ясно, че при Heraceram:

- Здравината на връзката между керамика и композит **във втора тест-група е най-голяма**, стойността е значимо по-голяма от тези в групи 1 и 9, но не се различава статистически от здравината получена в групи от 3 до 8 включително;

- Здравината на връзката между керамика и композит в групи от 3 до 8 е статистически еднаква, по-голяма от тази на образците от група 1, но не се различава статистически значимо от здравината получена в групи 2 и 9;

- Сигнификантно най-ниска здравина се установява в контролната група.

Разпределение на здравината на връзката - средна (\bar{X}) и стандартно отклонение (SD) в МРа, при различните методи на третиране на керамичен материал Heraceram Press

Таблица 47

Показатели Метод на третиране	n	\bar{X}	SD
1	9	3,58 ^a	1,72
2	9	19,10 ^b	4,06
3	9	13,78 ^{bd}	5,54
4	9	14,04 ^{bd}	4,93
5	9	15,93 ^{bd}	7,84
6	9	13,87 ^{bd}	3,32
7	9	14,72 ^{bd}	5,66
8	9	15,73 ^{bd}	3,03
9	9	12,95 ^{cd}	3,31

* еднаквите букви по вертикалите означават липса на статистически значима разлика, а различните – наличие на такава ($p < 0,05$)

Керамика E.max Press

На табл. 48 се вижда, че при E.max Press:

- Здравината на връзката между керамика и композит в **група 8 е най-голяма**, стойността е значимо по-голяма от тези в групи 1, 6 и 7, но не се различава статистически от здравината получена при останалите методи;
- Здравината на връзката между керамика и композит в групи от 2 до 7 и група 9 е статистически еднаква, по-голяма от тази на контролната група, с изключение на здравината на група 4, която не се различава значимо от тази на контролната група;
- Сигнификантно най-ниска здравина спрямо останалите методи (без метод 4) се установява при метод 1.

Разпределение на здравината на връзката - средна (\bar{X}) и стандартно отклонение (SD) в МРа, при различните методи на третиране на керамичен материал E.max Press Таблица 48

Показатели Метод на третиране	n	\bar{X}	SD
1	9	5,20 ^a	1,77
2	9	17,37 ^{bc}	7,61
3	9	14,68 ^{bc}	1,82
4	9	12,20 ^{acd}	5,50
5	9	16,45 ^{bc}	5,11
6	9	10,65 ^{bd}	2,74
7	9	10,81 ^{bd}	3,50
8	9	18,23 ^{ce}	4,43
9	9	12,36 ^{be}	3,20

* еднаквите букви по вертикалите означават липса на статистически значима разлика, а различните – наличие на такава ($p < 0,05$)

Керамика ЕХ-3

Резултатите от табл. 49 показват, че при ЕХ-3:

- Здравината на връзката между керамика и композит **при метод 2 е значимо по-голяма от тези на всички останали методи;**
- Статистически достоверно най-ниски стойности на здравината се установяват в групи 1, 3 и 6, като единствено метод 6 е със здравина, неотличаваща се статистически от тези на останалите методи без метод 2;
- Здравината, получена в групи 4, 5, 7, 8 и 9 не се различава статистически.

Разпределение на здравината на връзката - средна (\bar{X}) и стандартно отклонение (SD) в МРа, при различните методи на третиране на

керамичен материал ЕХ-3

Таблица 49

Показатели Метод на третиране	n	\bar{X}	SD
1	9	3,51 ^a	1,13
2	9	19,54 ^c	4,82
3	9	8,85 ^a	4,36
4	9	9,69 ^{bde}	3,16
5	9	13,80 ^{bdg}	2,49
6	9	8,75 ^{aefg}	2,21
7	9	9,37 ^{bdg}	3,43
8	9	11,31 ^{bdg}	3,27
9	9	9,41 ^{bdg}	3,69

* еднаквите букви по вертикалите означават липса на статистически значима разлика, а различните – наличие на такава ($p < 0,05$)

Сравнителен анализ на резултатите при трите вида керамика, подложени на един и същ метод на третиране

Здравината на връзката между керамика и композит се влияе от вида на керамиката при 5 от използваните методи, а именно (табл. 50):

• При методи 1 и 3 здравината на връзката при E.max Press е сигнификантно по-голяма от тази при керамика EX-3, но не се различава статистически от тази на керамика Heraceram Press, която от своя страна не се различава значимо от тази на EX-3;

• При методи 6 и 7 здравината на връзката при Heraceram Press е статистически значимо по-голяма от тази при керамика EX-3, но не се различава статистически от тази на керамика E.max Press, която от своя страна не се различава значимо от тази на EX-3;

• При метод 8 здравините на връзките при керамики Heraceram Press и E.max Press не се различават статистически помежду си и са значимо по-големи от тази при керамика EX-3.

Разпределение на здравината на връзката – средна (\bar{X}) и стандартно отклонение (SD) в МРа, при трите керамични материала Таблица 50

Показатели Метод на третиране	Heraceram Press (a)		E.max press (b)		EX-3 (c)		p		
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD	a/b	a/c	b/c
1	3,58	1,72	5,20	1,77	3,51	1,13	n.s.	n.s.	0,039
2	19,10	4,06	17,37	7,61	19,54	4,82	n.s.	n.s.	n.s.
3	13,78	5,54	14,68	1,82	8,85	4,36	n.s.	n.s.	0,034
4	15,93	7,84	12,20	5,50	9,69	3,16	n.s.	n.s.	n.s.
5	14,04	4,93	16,45	5,11	13,80	2,49	n.s.	n.s.	n.s.
6	13,87	3,32	10,65	2,74	8,75	2,21	n.s.	0,003	n.s.
7	14,72	5,66	10,81	3,50	9,37	3,43	n.s.	0,047	n.s.
8	15,73	3,03	18,23	4,43	11,31	3,27	n.s.	0,020	0,001
9	12,95	3,31	12,36	3,20	9,41	3,69	n.s.	n.s.	n.s.

* n.s. – липсва статистически значима разлика между групите ($p > 0,05$)

Изследователските протоколи от тестването за якост на опън на образците от трите керамични материала са представени в приложение 3.

5. Резултати по пета задача

Новите методи за постсиланизационна обработка и приложението на така конструирания апарат за интраорални поправки и фиксиране на изцяло керамични конструкции могат да се демонстрират със следните клинични случаи:

Клинични случаи:

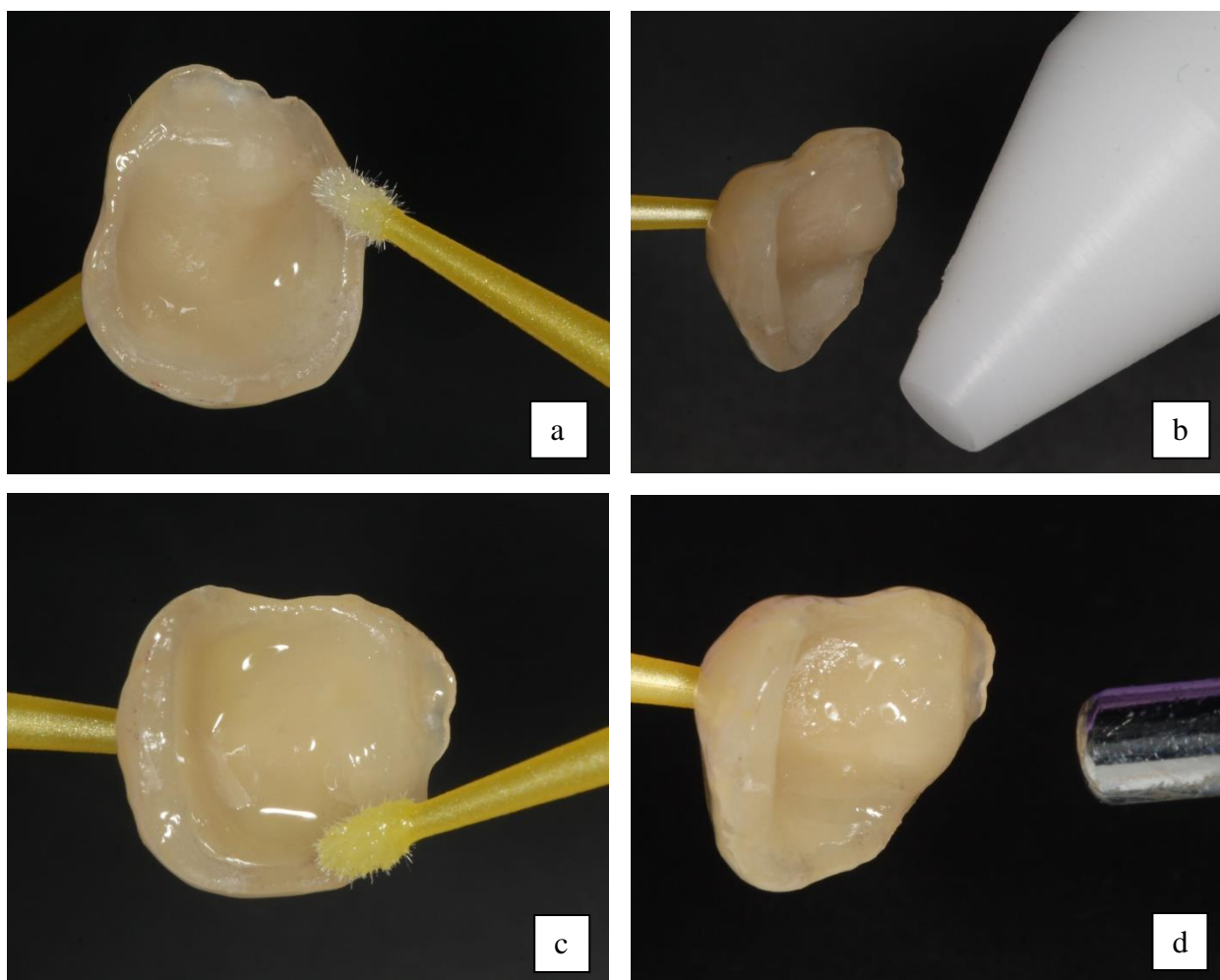
Клиничен случай 1: Изцяло керамични частични корони от E.max Press на зъби 36, 37.

Пациентът е мъж на 34 години.

Диагноза: Pulp chr. ulcerosa 36, Caries secunda profunda 37.

План на лечение: Ендодонтско лечение на 36 и 37. Индиректно възстановяване с изцяло керамични частични корони.

Беше извършено екзактно ендодонтско лечение, след което дентинът бе покрит с фотополимер. Поради обема на разрушените твърди зъбни тъкани беше предпочетен индиректен метод за дефинитивно възстановяване. След препарацията бяха изработени временни конструкции от акрилова пластмаса (Unifast III, GC Corporation, Tokyo, Japan). Отпечатъците бяха взети през следващото посещение с адитивен силикон Variotime (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany). В зъботехническа лаборатория бяха изработени две дистални частични корони от E.max Press, цвят А 3,5 НТ. Беше приложен следният протокол за обработка на конструкциите при циментиране на короните. Нанасяне на силан (Monobond Plus) за 60 сек., (според инструкциите на производителя). Силанът беше обработен с въздух с температура 120°C за 60 сек., след което беше нанесен адхезив Adper Single Bond 2 (фиг. 80).



Фиг. 80. Етапи в обработката на изцялокерамичните частични корони: a) Нанасяне на силан; b) Термична обработка на силана с въздух с температура 120°C за 60 сек.; c) Нанасяне на адхезив; d) Продухване на адхезива

След подходяща обработка на препарираните зъби с ортофосфорна киселина беше нанесен адхезив (Adper Single Bond 2) и конструкциите бяха циментирани с композит една по една.

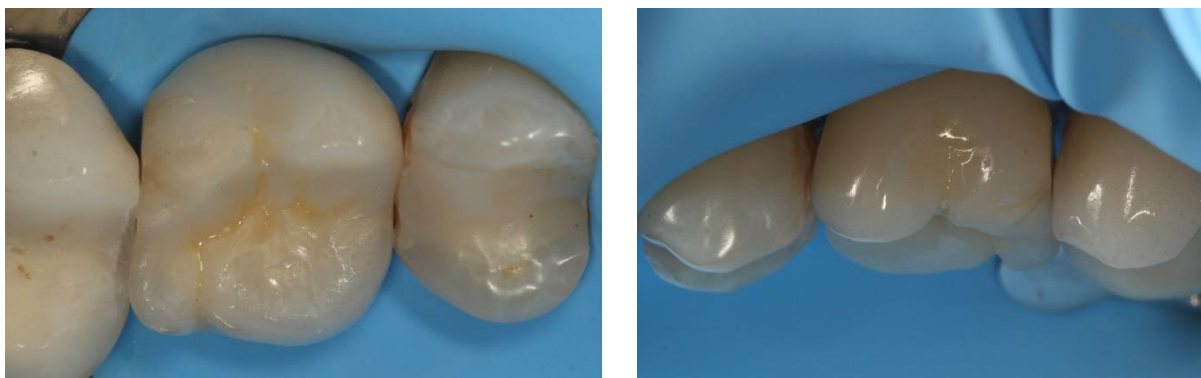
Финалната фотополимеризация се извърши за 60 сек. от всяка страна на зъба. Резултатът е представен на фиг.81.



Фиг. 81. Циментираните изцяло керамични частични корони от E.max Press

Клиничен случай 2: Интраорална поправка на фрактурирана керамика

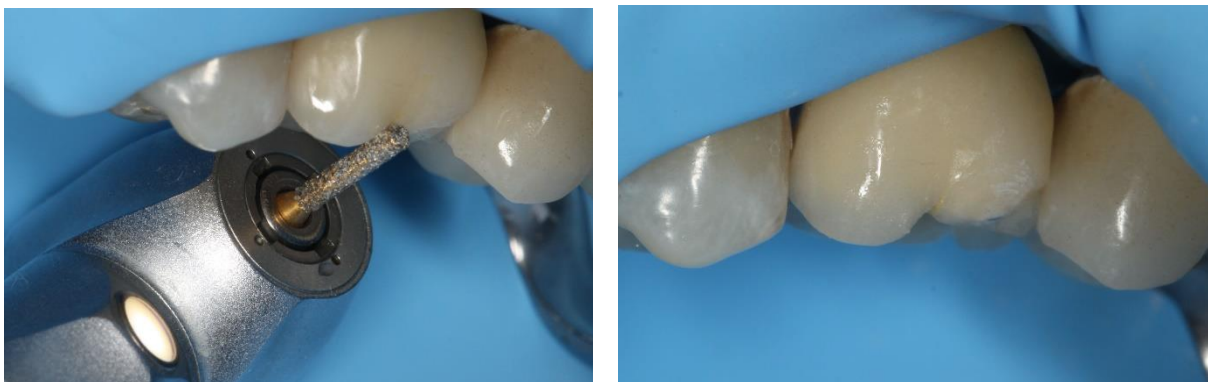
Пациентът е жена на 62 г. Оплакванията ѝ са от отчупване на част от наскоро поставена корона, което ѝ създава дискомфорт и дразни меките тъкани.



Фиг. 82. Интраорален изглед на фрактуриран дистовестибуларен туберкул на металокерамична обвивна корона на зъб 26.

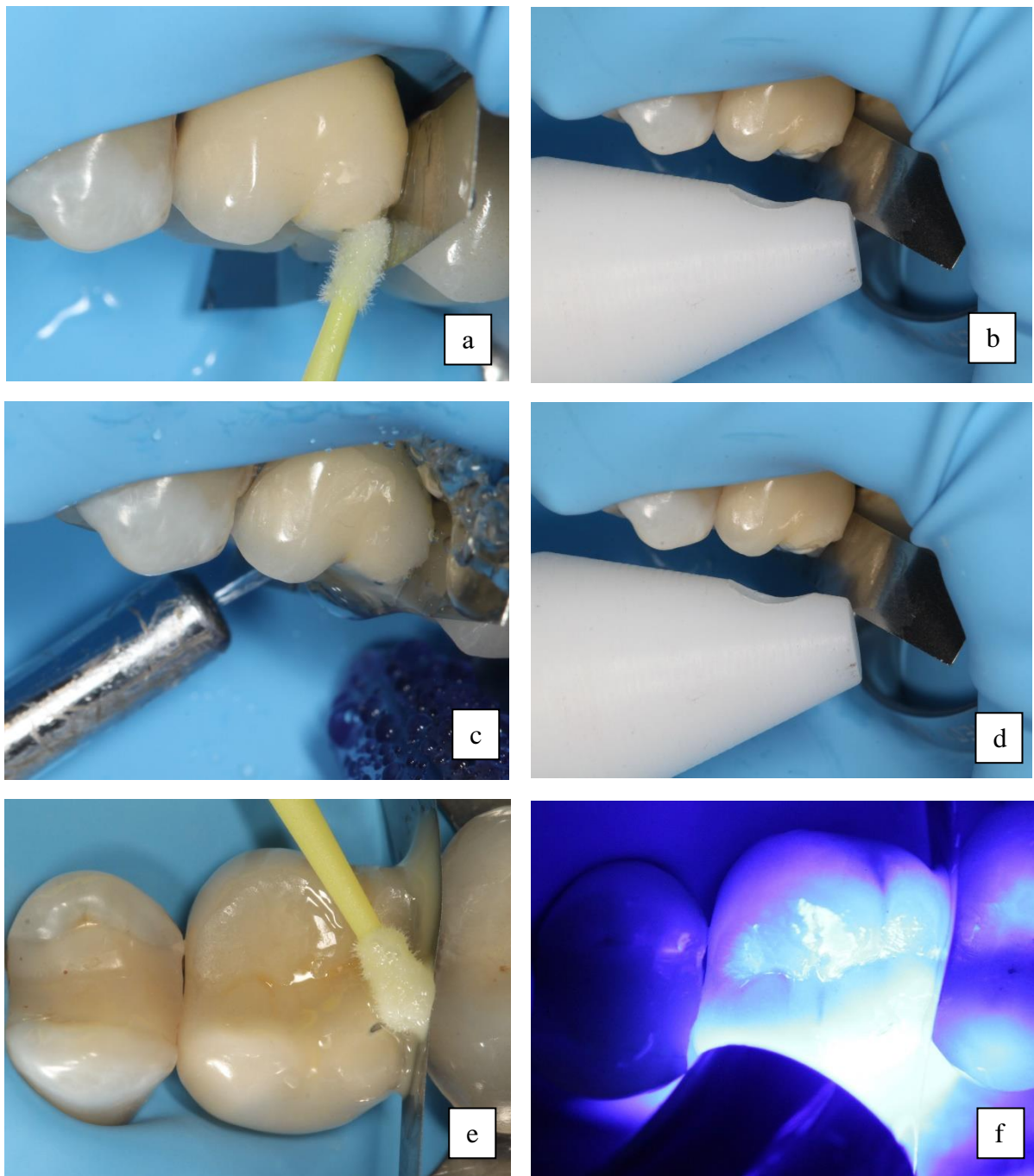
При огледа се установи фрактуриран дистовестибуларен туберкул на металокерамична обвивна корона, поставена на зъб 26 (фиг. 82).

Пациентката отказа употребата на опасни за здравето киселини и чрез информирано съгласие прие клиничната поправка да бъде изпълнена по предложената ѝ нова методика. След изолация с кофердам фрактурираната област беше обработена с диамантен пилител със син маркерен пръстен под водно охлаждане, последвано от промивка с водно-въздушен спрей. Препарацията беше извършена изключително щадящо (фиг. 83).



Фиг. 83. Препарация с диамантен пилител със син маркерен пръстен

Тъй като фрактурираният участък обхващаше част от дисталния апроксимален ръб поставихме метална лента, която да сепарира зъби 26 и 27. Беше нанесен силан (Monobond Plus), и се изчака 60 сек. (според инструкциите на производителя). Силанът беше обработен с въздух с температура 38°C за 30 сек., последвано от промивка с водно-въздушен спрей за 20 сек. и отново обработка с горещ въздух, с температура 38°C за 30 сек. Беше нанесен адхезив Adper Single Bond 2 и последва фотополимеризация за 40 сек. (фиг. 84). Последва нанасяне на фотополимер (G-aenial, GC Corporation, Tokyo, Japan) цветове ОА3 и А3. Финалната обработка беше извършена с полирни гумички, четки и полирна паста. Крайният резултат е представен на фиг. 85.



Фиг. 84. Етапи в обработката на интраоралната част: а) Нанасяне на силана; б) Обработка с горещ въздух за 30 сек.; в) Промивка с водно-въздушен спей за 20 сек.; д) Обработка с горещ въздух за 30 сек.; е) Нанасяне на адхезив; ф) Фотополимеризация за 40 сек.



Фиг. 85. Завършената интраорална поправка

Резултатите от теста за якост на опън на така обработените керамични образци са представени заедно с резултатите на другите тест групи от задача 4.

Най-висока якост се постигна при Heraceraм Press (12,95 МПа), а най-ниска при образците от EX-3 (9,41 МПа). Няма статистическа зависимост между ES38H, EXS38H и HS38H.

При групите, третирани с въздух на 120 °С **най-висока здравина на връзката се постигна при E.max Press (18,23 МПа),** следвана от Heraceraм Press(15,73 МПа) и EX-3 (11,31 МПа). Установи се статистически значима разлика между ES120 и EXS120, и между HS120 и EXS120.

VII. ОБСЪЖДАНЕ

1. Обсъждане по първа задача

Най-много от анкетираните лекари по дентална медицина 176 (86,7%) са посочили, че изработват предимно металокерамични конструкции. Процентът на изработване на МК конструкции е по-голям от установените от Craig над 50% (56). Комбинацията между двата материала осигурява изпълнение на функционалните, профилактичните и естетичните изисквания към протезните конструкции за дълъг период. Висок е процентът на лекарите, предпочитащи метал-пластмасови конструкции (30,5%), вероятно поради ниската им икономическа себестойност. Процентът на безметалните конструкции е 14,3% за композитните и 6,9% за керамичните възстановявания. Това може да се обясни с високите механични и естетични качества на съвременните композити, възможността за интраорални поправки и др. От друга страна вероятно част от лекарите (5,9%) предпочитат метал-композитните възстановявания като алтернатива на МК и МП. Изборът на протезна конструкция зависи и от множество други фактори като морфологията на протезното поле, наличието на алергии, възрастта на пациента и др. (22), като е задължително да се предотвратят възможните усложнения, произхождащи от протетичното лечение (7, 8).

Прави впечатление високият процент на лекарите, които не изработват изцяло керамични конструкции (60,5%). Единствено във възрастовия диапазон 51-55г. процентът на лекарите, изработващи изцяло керамични възстановявания е по-висок (54,5%). Най-нисък е този показател в групите над 60 г. (16,7%), 56-60 г. (33,3), 41-45 г. (26,5%). Това може да се дължи на изградените и утвърдени подходи в лечението, липсата на информираност относно новите материали и др.

Изцяло керамичните протезни конструкции осигуряват изключително висока естетика, възможности за адхезивно фиксиране към зъбните тъкани

и са подходящ материал при пациенти с алергия към сплави (10, 20). Те са подходящ избор за фронтални възстановявания предвид високия процент на пациенти с експозиция на гингивалните тъкани при усмивка (14, 15). От друга страна изработването на изцяло керамични конструкции изисква прагови препарационни граници и съобразяване с естетичните и механични изисквания, анатомичните характеристики на протезното поле, предпочитанията на лекаря, наличието на парафункции, възможностите на пациента и др.

Анализирайки времето, от което изработват изцяло керамични конструкции прави впечатление, че повечето колеги попадат в диапазона до 10 години. В България този тип конструкции е разгледан подробно още в средата на 20^{-ти} век (18).

Най-много колегите предпочитат керамиката като материал за обвивни корони, което вероятно се дължи на избора на други възстановителни материали (напр. композит) при по-ограничени възстановявания във фронталната и дисталната област на съзъбието. Изцяло керамичните обвивни корони могат да осигурят много добро цветово съответствие, както при витални, така и при девитализирани зъби, възстановени с фиброцифтове, стъквени фибро влакна или други естетични материали (5, 6, 25, 28). От друга страна все по-популярни са методите за протетично възстановяване на ендодонтски лекувани зъби с ендокорони, изработени от композит или керамика (13, 24), или частични корони (2).

Резултатите показват, че лекарите предпочитат циркониевия диоксид, литиеводисиликатната керамика и алуминиева керамика при възстановяванията. Трите керамики са с повишени механични качества спрямо фелдшпатовия порцелан (1, 37, 38, 53, 58, 104, 146, 264). Циркониевият диоксид е керамичният материал с най-универсални показания за приложение, включително и мостови протези в дисталната

област на съзъбието. В технологично отношение обработката и на трите материала е сравнително достъпно за повечето зъботехнически лаборатории. От друга страна съвременните CAD/CAM системи за обработка позволяват обработката, на практика, на всички видове керамика, както и изработването на протезните конструкции в кабинета по дентална медицина (24). Това може да стане след отпечатване на протезното поле по конвенционален метод, с еластомерен отпечатъчен материал (4) или чрез оптичен отпечатък. По-ниският процент на употреба на фелдшпатовия порцелан (14,1%) се дължи вероятно на по-ниските му механични качества, което ограничава приложението му до области с ниско натоварване и високи естетични изисквания.

Колегите между 24-40 години предпочитат най-често ЛДСК, ФП, КУЛС, докато циркониевият диоксид е предпочитаният материал за лекарите над 50 г. Вероятно по-младите колеги избират материали с високи естетични качества, въпреки по-малката здравина, докато по-опитните предпочитат по-яки керамики. Предпочитанията към определен материал са вероятно свързани и с вида на изработваните конструкции. Минимално инвазивни възстановявания на фронтални зъби могат да се постигнат чрез фасети (26). Дори и в минимална дебелина те могат да осигурят цветово единство на комплекса „протетична конструкция-естествени зъби“(19).

Познаването на рисковете при работа с HF или познаването на първичните медицински мерки при контакт на киселината с меките тъкани не е определящ фактор, който да кара лекарите да предпочитат керамичен материал, неподатлив на флуороводородна киселина пред такъв, изискващ ецване с киселинния агент.

От лекарите, изработващи изцяло керамични конструкции, преди циментиране най-много обработват керамичната повърхност с комбинация от HF, силан и адхезив, HF и силан или само силан.

Многостъпковият метод за обработка, включващ HF, силан и адхезив е характерен за лекарите на възраст 24-40 г. (46,7%) и 41-50 г. (40,0%). Обработка с HF и силан най-често прилагат отново лекарите между 24 и 40 г. (45,5%). От друга страна прави впечатление високият процент на употреба на кислородна вода и спирт от лекарите над 50 г. (71,4%) и употребата само на силан от същата група (70,0%).

При интраорални поправки най-често прилаганата обработка от лекарите между 24-40 г. и над 50 г. е пилител, HF, ССА, адхезив, съответно 42,9% и 30,5%.

Комбинацията от HF, силан и адхезив преди циментиране, колегите прилагат най-често при обработка на ЛДСК (47,4%) и ФП (26,3%). HF и силан се прилага най-често за обработка на ЛДСК (33,3%) и ЦД (33,3%). Прави впечатление, че колегите прилагат сравнително често флуороводородната киселина за третиране на кристални керамики, което вероятно се дължи на употребата му за почистване на керамичната повърхност, а не за създаване на микроретенции.

Предпочитанията на колегите към определени методи на обработка не се определят от познаването на рисковете при работа с HF или от познаването на първичните медицински мерки при контакт на киселината с тъканите. Положителен е фактът, че от лекарите, използващи HF между 71,4 и 90% познават рисковете при работа с нея и между 71,4 и 100% са запознати с първичните медицински мерки при контаминация с киселината.

Колегите използват флуороводородна киселина с концентрация между 6-10% и фосфорна киселина с концентрация 36-37% за време от 20 до 60 сек. Тези данни съвпадат с най-често използваните от авторите в научната литература концентрации и времена, като в същото време отразяват и необходимостта от съобразяване на параметрите с конкретния вид керамика (47, 51, 55, 70, 105, 117, 128, 140, 196, 223, 251).

Употребата на еднобутилковата форма на силиановия свързващ агент вероятно представлява улеснение в клиничния протокол за повечето лекари, като същевременно осигурява достатъчна ефективност. Единствено във възрастовата група **24-40 г. процентът на използващите еднобутилкова форма на силана е равен на тези, използващи двубутилковата форма**, а в групата 41-50 г. и над 50 г. процентите на употребяващите еднобутилков ССА са 85,7% и 83,3%.

Лекарите, запознати с рисковете при работа с HF и първичните медицински мерки при контаминация с киселината предпочитат по-често двубутилковата форма спрямо тези, които не са достатъчно информирани.

Времената, за които по-голямата част от колегите нанасят силана съответстват на най-често описваните в научната литература – 30 и 60 сек. Прави впечатление, че най-много от тях са посочили **30 сек. (31,3%)**, както и високият процент на анкетираните посочили 15 сек. (25,4%). Едва трима от анкетираните посочват време за нанасяне от 90 сек. Времето за нанасяне би трябвало да осигури протичането на пълноценна химична реакция между керамичния праймер и керамиката, както и възможността част от силана да се изпари. Повечето автори препоръчват то да е 60 сек. Това означава, че повече от половината анкетирани не осигуряват оптимални условия за силанизиране.

Времето за нанасяне на силана за колегите във възрастта 24-40 г. е най-често 30 сек. (39,1%), 45 сек. (26,1%) и 60 сек. (21,7%). За лекарите на възраст 41-50 г. най-честите времена за нанасяне на силана са 15, 30, 60 сек., съответно 35,0%, 25,0%, 30,0%. Подобни са резултатите и при колегите над 50 г. – 15 сек. (33,3%), 30 сек. (29,2%), 60 сек. (25,0%).

Най-голям процент от колегите, използващи само силан го нанасят за 15 сек. (66,7%). Лекарите, използващи ССА в комбинация с флуороводородна киселина предпочитат нанасянето му да стане за 60 сек. (60%), докато прилагащите силан, HF и адхезив го нанасят за 30 или 45

сек. (38,5% и 30,8%) Най-краткото време за реакция между ССА и керамиката е свързано с разчитане само на осигуряване на химична връзка с композита, което е практически и научно необосновано и вероятно се дължи на недостатъчна информираност на анкетираниите.

Времето за нанасяне на силана не се определя от вида на предпочитания цимент за фиксиране на силикатните керамики. Видът на цимента за фиксиране на керамиките с кристална структура също не е определящ фактор при избора на силанов агент.

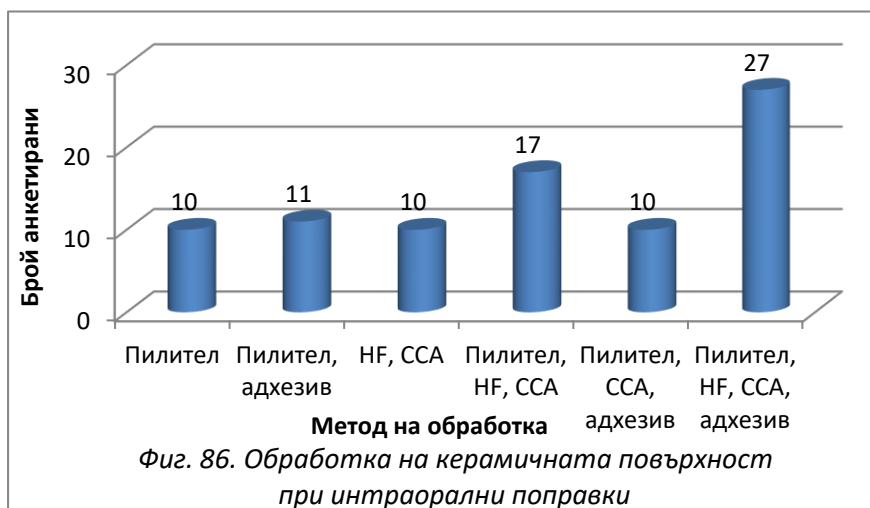
Най-често използваният метод за постсиланизационна обработка е **въздух на стайна температура (82,8%)**. Това е и най-достъпният метод, тъй като се използва въздух, генериран от компресорната уредба. Ако компресорът е маслен е възможно да има маслени отлагания по керамичната повърхност, което да доведе до намаляване на здравината на адхезията. От друга страна липсват апарати, чието специално предназначение е топлинна обработка на керамиката, а нагриването в пещ или промиването с гореща вода усложнява клиничния протокол.

За **наличие на керамични фрактури** при металокермичните и керамичните възстановявания съобщават **87,6% от лекарите**. Процентът е очаквано висок, поради факта, че фрактурите на инкрустационния порцелан са едно от най-честите усложнения в клиничната практика (107, 145, 191, 225). Публикуваните в научната литература данни сочат за успеваемост при МК възстановявания от 80,6 до 100 % за период от 3 до 18 г. и от 70 до 100% успеваемост за литиеводисиликатни конструкции за период от 4 до 10 г. (91, 99, 132, 158, 179, 197, 210, 216, 233, 239, 255, 264, 272). С нарастване на периода на проучването процентът на успеваемост логично намалява. Анализирайки възрастовото разпределение на лекарите, които не са се сблъскали с порцеланови фрактури прави впечатление, че те са повече в диапазона 24-40 г. (19,4%) и с увеличаване на годините клинична практика процентът намалява – 41-50 г (8,8%), над 50 г. (9%).

Процентът на лекарите, които са се сблъскали с друго от често срещаните усложнения – отлепяне на изцяло керамични корони е 25,4%. Нарушаването на адхезията при трите най-често използвани типа керамика е между 16,7% и 23,5%, като най-нисък е процентът при ЛДСК. В повечето случаи проблемът с адхезията може да бъде решен с повторно фиксиране без необходимост от подмяна на конструкцията, като е необходимо да се анализират причините за отлепянето. Биха могли да се използват оптимизирани методи, като топлинно третиране на силана и др.

Лекарите, използващи **HF** и **силан** или **HF, силан и адхезив** най-често постигат висока **дълготрайност на връзката** между керамична корона и ТЗТ – **88,9%** и **83,3%** без отлепяне. Тези резултати са закономерни, защото описаните методи на третиране осигуряват микромеханична и химична адхезия между композитния цимент и керамиката. Интересен е фактът, че подобна зависимост се наблюдава и след самостоятелната употреба на кислородна вода и спирт - 75% без проблеми с адхезията. Причината вероятно е малкият брой на анкетираните, прилагащи такава подготовка на керамичната повърхност. След самостоятелната употреба на HF или силан се наблюдават по-често нарушения на връзката. Лекарите, използващи **само ССА** са се сблъскали по-често с **нарушаване на адхезията** - **55,6%**, което показва, че самостоятелната му употреба не е достатъчно ефективна. Трябва да се вземе предвид факта, че основна част от колегите не обработват термично силана, което е задължително, ако се разчита изцяло на химичната адхезия, която той осигурява (117, 214, 217, 226, 266).

Установи се, че 92,3% от лекарите, които имат случаи на отлепени



изцяло керамични корони използват едно-бутилковата форма на силана. Получените резултати показват, че **двубутилковата форма на силана**

осигурява по-дълготрайна адхезия. Това най-вероятно се дължи на подобрените адхезивни качества на силана при хидролизирането му преди употреба. Установи се, че **най-рядко нарушаване на адхезията** се наблюдава след **нанасяне на силана за 60 сек.** – едва при 11,1% от лекарите.

Очаквано се установи, че повечето колеги са правили **интраорални поправки – 65,1%**. Най-много от колегите предпочитат многостъпков протокол при поправките, включващ пилител, HF, CCA и адхезив или пилител, HF и CCA (фиг. 86).

Установи се, че най-висок процент от колегите във възрастовия диапазон 24-40 г. използват пилител, HF, CCA (37,5%) или пилител, HF, CCA и адхезив (33,3%) като метод на обработка. В диапазона 41-50 г. най-предпочитани са пилител, HF, CCA и адхезив (42,9%) или пилител и адхезив (21,4%). Сред колегите над 50 г. най-предпочитани са пилител, HF, CCA и адхезив (30,5%).

Лекарите, използващи **само HF и силан** предпочитат по-често **двубутилкова форма на силана (75%)**. Същото важи и за колегите, използващи пилител, HF и CCA, но в по-малък процент (53,8%). Основна част от колегите, прилагащи пилител, HF, CCA и адхезив или пилител, CCA и адхезив работят с еднубутилкова форма, съответно 86,7% и 83,3%.

Колегите, нанасящи **силана за 30 сек.** го използват най-често в комбинация с **пилител и HF**. Колегите, нанасящи силана за **60 сек.** прилагат комбинация **пилител, HF, ССА** или **пилител, HF, ССА, адхезив**, а тези, които нанасят силана за **45 сек.** третираат керамиката с **пилител, HF, ССА, адхезив** или **HF и ССА**.

Лекарите, използващи **топлинни методи** за третиране на силана прилагат най-често комбинацията **пилител, ССА** и **адхезив**, т.е **елиминират HF** като **ещващ агент**.

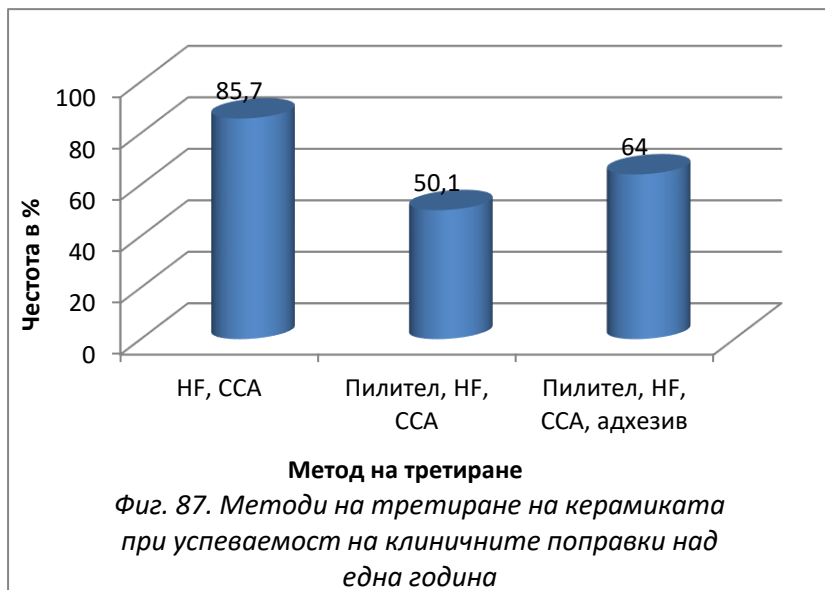
Като клинично успешни поправки на фрактурирана керамика приемаме тези с дълготрайност над две години. На това условие отговарят едва 26,5% от направените. За сравнение Ozcan M. и Niedermeier W. докладват за 89% успеваемост на използвания от тях метод до три години (191).

За клинично приемливи приемаме поправки с дълготрайност между 1 и 2 години – 22,6% от анкетираните. За клинично неуспешни определяме поправки с дълготрайност под една година – 50,9% от анкетираните, което показва, че има необходимост от подобряване на методите за обработка на интраоралния порцелан.

За всички посочени групи на клинична дълготрайност процентът на използващите еднобутилкова форма на силана е по-висок, с изключение на групата 1,5-2 години, в която процентите са равни. Прави впечатление сравнително високият процент на използващите двубутилкова форма за диапазона 3-6 м. - 35,7%.

Най-висока успеваемост на клиничните поправки се установи при употребата на **HF и ССА**. **Дълготрайност над 1 година се установи след третиране с HF, ССА в 85,7%, пилител, HF, ССА при 50,1% и пилител, HF, ССА, адхезив при 64%** от анкетираните. Това означава, че за повечето лекари употребата на флуоро-водородна киселина е важен фактор

в създаването на дълготрайна адхезия между композит и керамика (фиг. 87).



Основните недостатъци на методите за поправка според лекарите са **ниската ефективност (63,7%)** и **сложният протокол (38,2%)**. Някои от методите изискват по-сериозна инвестиция

в апаратура и материали и 26,5% от лекарите са го посочили като основен недостатък. Въпреки честата употреба на HF при интраоралните корекции и познаването на рисковете при работа с киселината едва 18,6% са посочили употребата на опасни материали като недостатък.

Очаквано най-висок процент от лекарите, посочили ниската ефективност на методите за поправка, съобщават за дълготрайност до 12 месеца.

Петдесет и девет процента от лекарите са посочили, че използват КДПЦ при фиксирането на конструкции от силикатна керамика и 44,4% използват същия цимент за фиксиране на керамиките с кристална структура.

Най-голям процент от **информираните за рисковете при работа с HF** лекари са посочили, че за **фиксиране на силикатни керамики използват КДПЦ (57,7%)**, докато 44,4% от лекарите, незапознати с рискове употребяват СЙЦ. Сходна закономерност се установява относно познаването на първичните медицински мерки – **52,3% от незапознатите са посочили СЙЦ** и **53,4% от запознатите са посочили КДПЦ**. В

съвременната дентална медицина композитните цименти са материалът на избор при циментиране на силикатни керамики, поради механичните и оптични качества на материала и възможността за осигуряване на дълготрайна връзка със зъбните тъкани и керамиката.

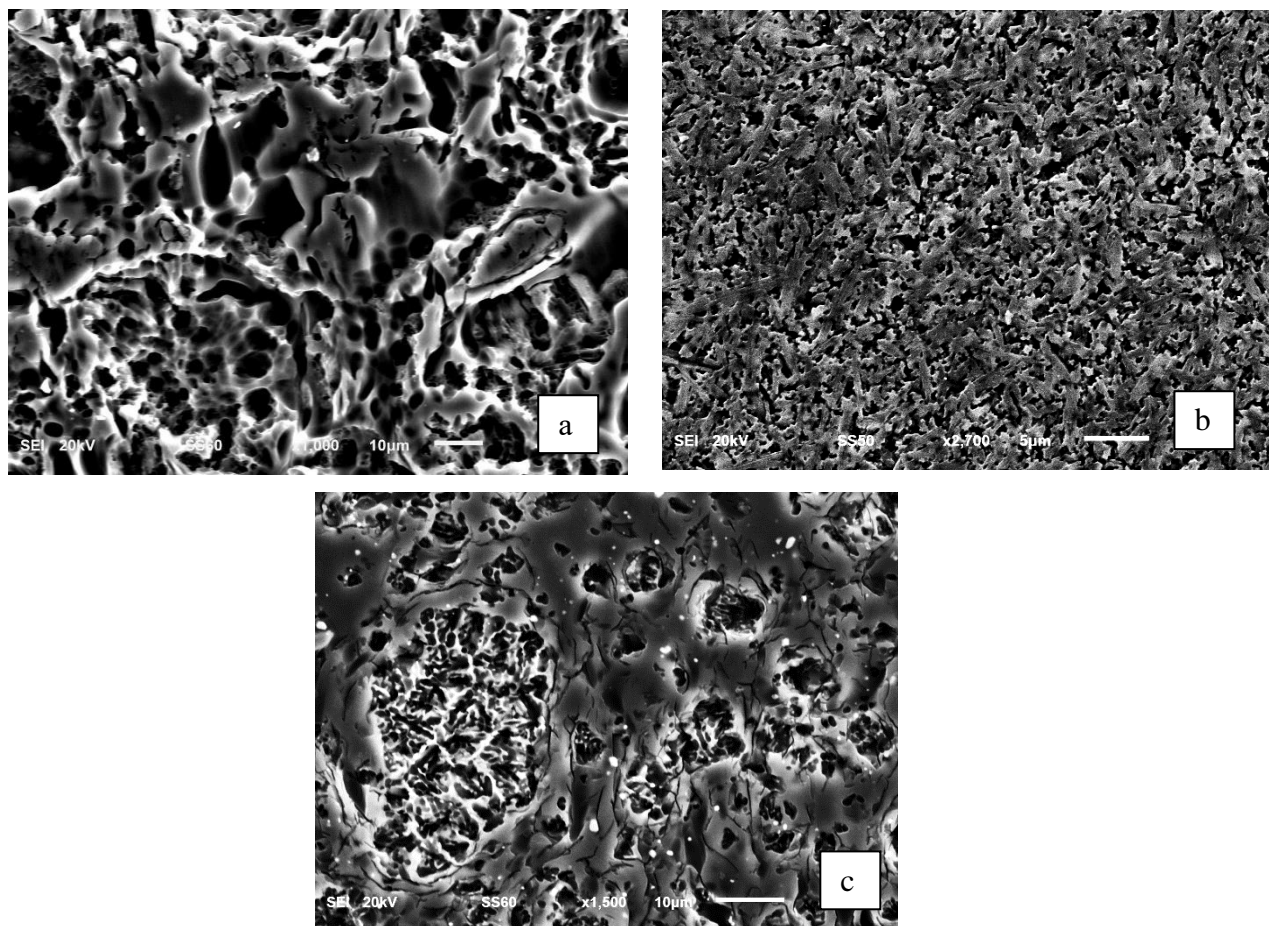
Високи са процентите на колегите, незапознати с рисковете при работа с флуороводородна киселина и първичните медицински мерки при инцидентно попадане на киселината в контакт с меките тъкани - 45,2% и 40,5%. Това налага необходимостта да се осигури информираност на лекарите.

Най-голям процент от колегите, които не са запознати с рисковете при работа с флуороводородна киселина са във възрастовите групи 41-50 г. (59,0%) и над 50 г. (47,1%). Аналогични са резултатите и относно познаването на първичните медицински мерки, като най-нисък е той при лекарите над 60 г. Висока степен на информираност се наблюдава при по-младите колеги. Вероятно причината е в наличната информация под формата на статии, клипове, интернет форуми, до които има лесен достъп чрез съвременните технологии и които в повечето случаи са обект на интерес за по-младите лекари.

2. Обсъждане по втора задача

За изследване на повърхността на керамичните образци и измерване на дебелината и морфологията на силиновия слой беше избран сканиращ електронен микроскоп. СЕМ е предпочитаният метод за изследване на керамичната повърхност в много проучвания (54, 83, 223), тъй като предоставя качествена и надеждна информация за повърхността на наблюдаваните обекти. Попадналият върху изследвания обект сноп електрони се отразява от повърхността и вторичното лъчение се улавя от детектора, давайки информация посредством подходящ софтуеър за повърхностната структура. Трансмисионният електронен микроскоп, поради преминаването на насочения електронен лъч през обекта, е подходящ за изследване в дълбочина на неговия обем, което не е цел на настоящите изследвания.

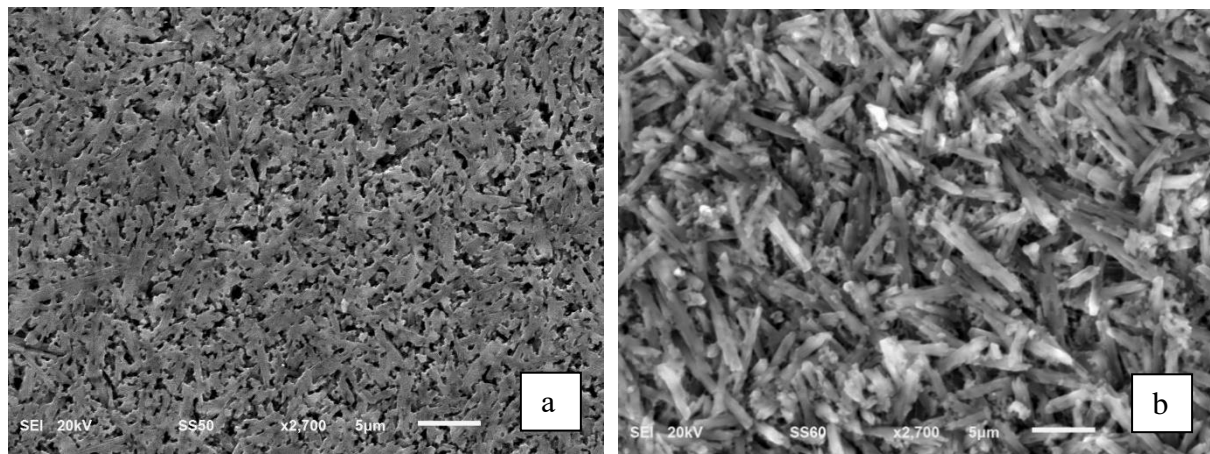
Очаквано се установиха промени в трите вида керамика в резултат на третирането с флуороводородна киселина. Електронно-микроскопската картина е различна и при трите керамични материала (фиг. 88). Причината за това е в състава на материала и разпределението на кристалната и стъкловидната фаза. Флуороводородната киселина реагира преимуществено със стъкловидната фаза на керамиките, като я разтваря, при което остават открити кристалните образувания. От друга страна ефектът от ецването е зависим от времето за ецване и концентрацията на киселината.



Фиг. 88. Сравнителна СЕМ на ЕННФ(а), ЕНФ(б) и ННФ(с)

Наличието на многобройни пори и канали в резултат на ецващата процедура е очаквана микроскопска картина, като аналогични промени са наблюдавани и от други авторски колективи (32, 61, 83, 128, 169). Описва се триизмерна структура, наподобяваща триизмерни дендрити или пчелна пита (128, 169). При химичната обработка на образците от група ННФ се установиха структури, наподобяващи каверни с различна големина, разположени сред неразтворена от киселината участъци.

При E.max Press, в резултат на ецващата процедура се установи частично разтваряне на структурата и запазване на част от стъкловидната фаза около литиево дисиликатните кристали. По-пълно разтваряне на стъкловидната фаза и ясна експозиция на кристалната структура може да се постигне при удължено време за ецване (фиг. 89).

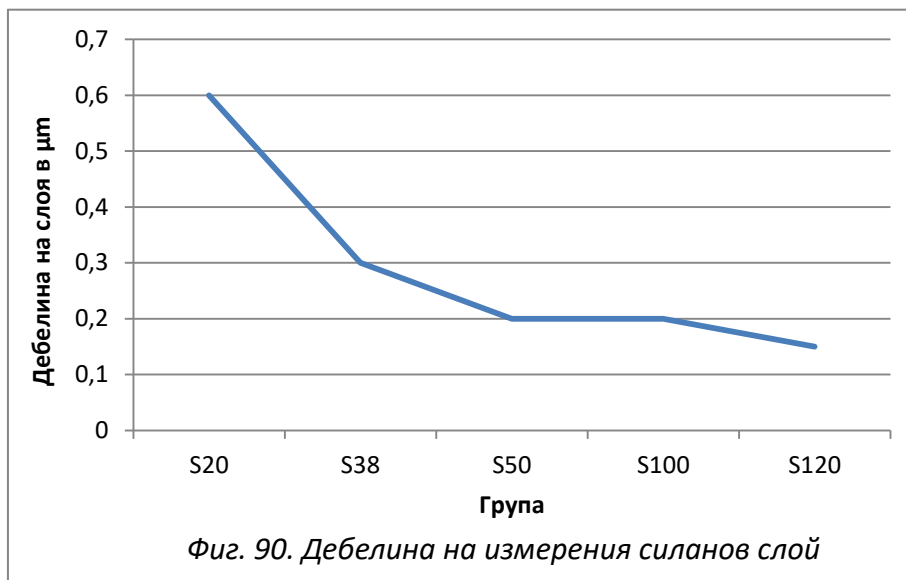


Фиг. 89. Сравнителна СЕМ на E.max Press, ецвани за 20 сек.(a) и 120 сек.(b); x2700

Тези наблюдения са в съответствие с установените и от други авторски колективи (274). Увеличеното време за ецване осигурява поретентивна структура, но е възможно да доведе до намаляване на здравината на керамиката (32, 113, 118, 214).

Дебелината на силиконовия филм зависи от концентрацията на силана и факторите на третирането - температура, време и влажност на средата (98, 147, 161, 273). При нанасянето на ССА се получава слой, състоящ се от няколко различаващи се структури, от които с най-голямо значение за здравината на връзката е най-вътрешният слой от здраво свързани силианови молекули. Цялостното премахване на водата и етанола е изключително важно, тъй като е в основата на кондензационната полимеризационна реакция, която позволява на силана да се свърже за порцелана. Третирането с топлина спомага за протичането на по-бърза реакция и образуването на по-силно о mreжен и по-здрав силианов слой (36, 117, 170). От тук по-тънкият силианов слой се свързва с по-силна степен на кондензация и по-здраво свързан към субстрата силан.

В проведеното от нас изследване беше наблюдавана **промяната на силиановия слой в зависимост от температурата**. Установи се тенденция за **намаляване на дебелината на силиановия слой и на силиановите були**



с увеличаване на температурата, без да може да се изведе точна линейна зависимост (фиг. 90). Дебелината на слоя може да варира в зави-

симост от температурата, времето за нанасяне и др. В литературата се докладва дебелина между 5 nm и 500 nm, което обхваща като интервал получените от нас резултати от 150 – 600 nm (248).

Документира се и **тенденцията на ССА да се разпределя неравномерно по повърхността**, което се демонстрира, както с различната дебелина на слоя, така и с образуването на були, които са разпръснати неравномерно по стъклената повърхност. Тази особеност на силиановите материали е описана и от други автори. В други проучвания се използват методи за нанасяне и постсиланизационна обработка, които са изпълними във фабрични и експериментални условия, но са неприложими в ежедневната дентална практика (248, 284).

Изследвайки корелацията между дебелината на силиановия слой и здравината на връзката керамика-комполит се установява, че **най-тънък силианов слой се получава при 120°C**. От друга страна най-здрава връзка в резултат на термична обработка на силана, изключвайки механичното разграпяване и обработката с киселина, се получи при температура

120°C и за трите вида керамика. Налице е положителна корелация между двата фактора. **За E.max Press, група ES120 е с най-висока средна якост на опън и се различава значимо от EXS120.** Не може обаче да се установи строга зависимост между якостните резултати и дебелината на силиксановия филм при другите работни температури.

Трябва да се има предвид, че здравината на връзката освен от вида на силана и факторите на силанизиране зависи и от вида на керамичния материал. Това се демонстрира и с различията в якостта на опън между аналогичните групи на трите тествани керамики. Получените резултати могат да се обяснят с различията в структурата на керамичния субстрат и начинът, по който силанът реагира с него.

3. Обсъждане по трета задача

От проучените методи за термична обработка на силана основна част от авторите използват стандартни апарати за подаване на горещ въздух или пещи (115, 171, 172, 209, 211, 220). Един от авторските колективи прилага индивидуално конструиран апарат, генериращ температура 100°C (93). Изследванията в отделните проучвания се извършват **само при една работна температура, която е в интервала 38-100 °C.** Няма данни за възможностите на апаратите да покриват определен температурен диапазон. От друга страна времето за температурно въздействие в повечето изследвания е в рамките на две минути (93, 115, 171, 172, 209, 220).

Бяха проучени предлаганите фабрични пистолети за горещ въздух. Възможността за употреба на някои от тях беше отхвърлена поради следните причини:

- От спецификациите се установи, че те генерират температура от 50°C до няколкостотин градуса, в зависимост от модела на уреда, което не покрива напълно зададения като изискване температурен диапазон.

- Някои от тях предлагат възможност за ажустиране на температурата в съответните граници, докато при други има избор между две работни температури, които са твърде високи за употреба за дентални цели.

- Дюзата, през която се освобождава горещият въздух е с твърде големи размери и не е напълно подходяща за употреба на апарата за дентални цели.

- Няма възможност за дезинфекция и стерилизация.

Ето защо се пристъпи към конструиране на апарат за горещ въздух, който да отговаря на посочените в методиката изисквания и да позволява, както екстраоралната (преди циментиране и при поправки), така и интраоралната (за клинични поправки) употреба при обработка на силана.

Конструираният от нас апарат **генерира температура от 38 до 145°C** и предоставя възможност за задържане на тази температура постоянна достатъчно дълго, съобразено с поставените изисквания и използваните от други колективи времена на обработка.

Регулацията на температурата се извършва чрез наличието на два работни режима и три потенциометъра, което осигурява широк диапазон на работната температура. Отворената или затворена желюза също регулира притока на въздух, а от тук и температурата. Времето за достигане на желаната температура е в рамките на 1 до 4 мин.

Масата и размерите на апарата предполагат **лесното му пренасяне и позициониране в кабинета по дентална медицина**. Той може да бъде поставен на работен плот, отделна помощна масичка или на работната маса на лекаря.

Апаратът работи със **стандартно (за България и Европа) захранващо напрежение от 220V, 50Hz** и не е необходим външен (допълнителен) захранващ блок. Дължината на захранващия кабел може да бъде подбрана според възможностите на помещението.

Използването на силиконов маркуч позволява гъвкавост на връзката и отвеждането на горещия въздух в близост до работното поле на денталния лекар или при необходимост до устата на пациента. **Ръкохватката осигурява стабилност по време на работа и възможност за обработка на малки площи от керамичната повърхност.**

Дисплеят на лицевата страна на кутията осигурява лесен контрол, както от страна на лекаря, така и от денталния асистент.

Контролът на инфекцията може да се осъществява чрез автоклавиране на ръкохватката при 121°C и препарати за дезинфекция на повърхности, под формата на аерозол или кърпички, подходящи за останалата част от апарата. Използването на кофердам е също необходимо изискване, което намалява възможността на контакт на крайника на апарата с меките тъкани или телесни течности и осигурява изолация на работното поле, включително и от кръв. Апаратът позволява **лесна употреба** и работа в предпочитания от лекаря по дентална медицина температурен режим.

Апаратът може да се използва във всички случаи, при които се налага термична обработка на силана – фиксиране на изцялокерамични конструкции, поправка на фрактурирана керамика, поправка на стари композитни възстановявания, лабораторни изследвания.

4. Обсъждане по четвърта задача

Резултатите от якостните тестове зависят от вида на теста, подготовката на образците, площта на връзката и др. Като основен недостатък при тестването за якост на срязване се изтъква неравномерното натоварване на образците, като най-голямата сила на опън възниква в областта на връзката, най-близо до мястото на прилагане на натоварването, което произтича от самата опитна постановка (229). Някои автори показват, че резултатите от тестовете за якост на срязване са зависими от начина на изработване на образците при използване на идентичен геометричен дизайн (84). Чувствителността на метода се доказва и в други проучвания (257). Малките въздушни включвания в свързващия циментен филм, особено разположени по външния ръб на връзката са области с повишена концентрация на стрес и могат да станат началото на фрактурни линии (149). От друга страна резултатите от теста за якост на срязване зависят от здравина на базовия материал и появата на кохезивни фрактури в него. Поради това опитната постановка при якост на опън е по-подходяща за оценка на силата на връзката между керамика и композит (84). Поради тези причини предпочетохме опитните образци да бъдат подготвени и тествани за якост на опън.

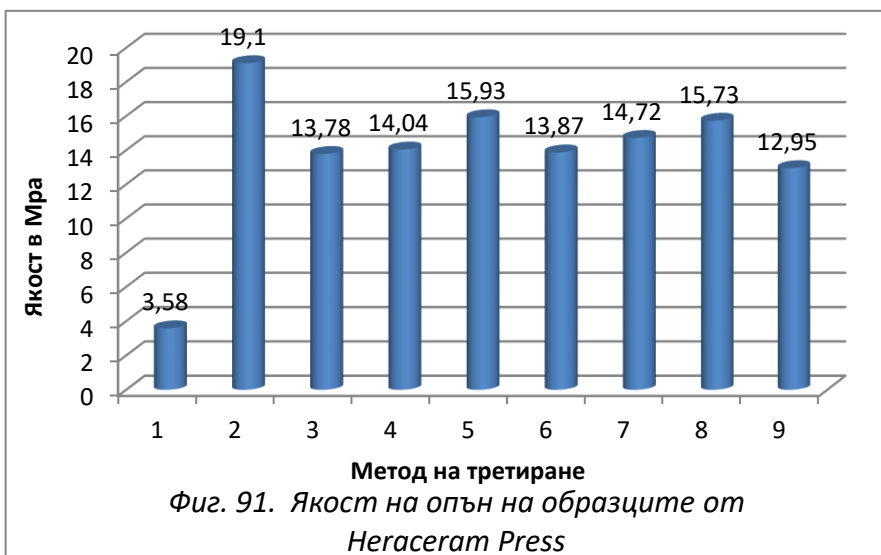
Адхезията между керамика и композит може да бъде повлияна от много фактори – вида на керамичния материал и композита, концентрацията и вида на ецващия агент, времетраенето на ецващата процедура, почистването на получените преципитати, вида на силана и постсиланизационната топлинна обработка, наличието на замърсители, техническото изпълнение и др. В денталната практика флуороводородната киселина е най-често използваният ецващ агент за силициево базираните керамики (55, 198, 273). Ефектът от киселината зависи от вида, размера, формата, количеството и разпределението на фазите на керамиката. Най-

често, за циментиране на изцяло керамични конструкции и поправки на фелдшпатов порцелан, се използва HF с концентрация между 2,5 и 10%, приложена за 1 до 3 минути (51, 121, 184). Използваният от нас ецващ агент е HF с концентрация 5%, като времето за ецване беше съобразено с препоръчаното от производителя и описаното в научната литература – 120 сек. за Heraceram press и EX-3 и 20 сек. за E.max press.

Керамиките, използвани от нас съдържат висок процент SiO_2 (над 50%). Независимо от това сходство, различията във вида и процентното съдържание на останалите оксиди води до различия в структурата и разпределението на фазите, а от тук и във възможността за свързване с композита. Различни якостни стойности, в зависимост от вида на керамиката получават и други автори (214, 226). Средните стойности на здравината на връзката между керамика и композит и стандартните отклонения на якостните резултати са в съответствие с публикуваните в научната литература (75, 79, 93, 117, 172, 173, 195, 214, 217, 226).

Очаквано най-ниска якост на опън се установи в контролната група и за трите керамични материала. Статистически значима разлика в тази група има между E.max Press и EX-3. Разглеждайки всеки керамичен материал поотделно **статистическа разлика се установи между контролните и всички останали групи с изключение на ЕС спрямо ER38 и EXC спрямо EXS20 и EXS50.**

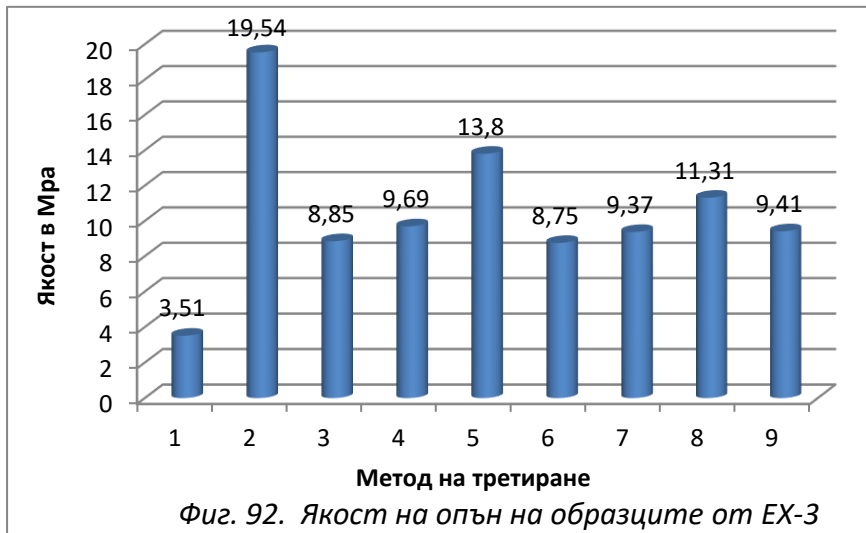
В научната литература повечето автори изследват ролята на



Фиг. 91. Якост на опън на образците от Heraceram Press

термичната обработка на силана, като използват за сравнение обработка с HF и

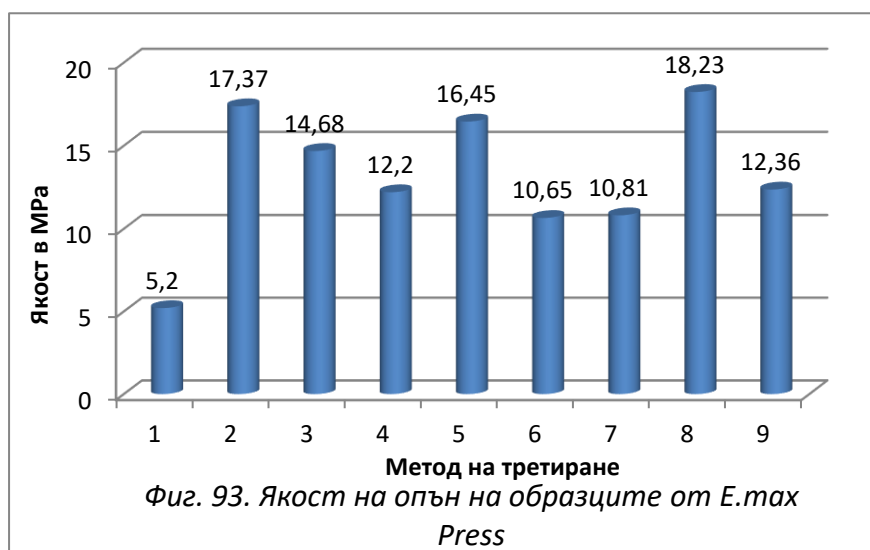
силян. Обработката с ННФ и силян осигури най-висока здравина на връзката при **Heraceram Press** и **ЕХ-3**, като при ЕХ-3 получената стойност от 19,54 МПа е статистически по-голяма от всички останали групи в рамките на този керамичен материал, но не се различава статистически от съответната група на **Heraceram Press (19,10 МПа)** и **Е.max Press (17,1 МПа)**.



За **Heraceram Press** най-близки стойности до ННФ се установиха при **HR38 (15,93 МПа)** и **HS120 (15,73 МПа)**, без да има статистическа значима разлика

между групите. Липса на статистически значима разлика се наблюдава и между ННФ и останалите групи с изключение на НС и HS38Н (фиг. 91).

При този материал би могло да се използва обработка на

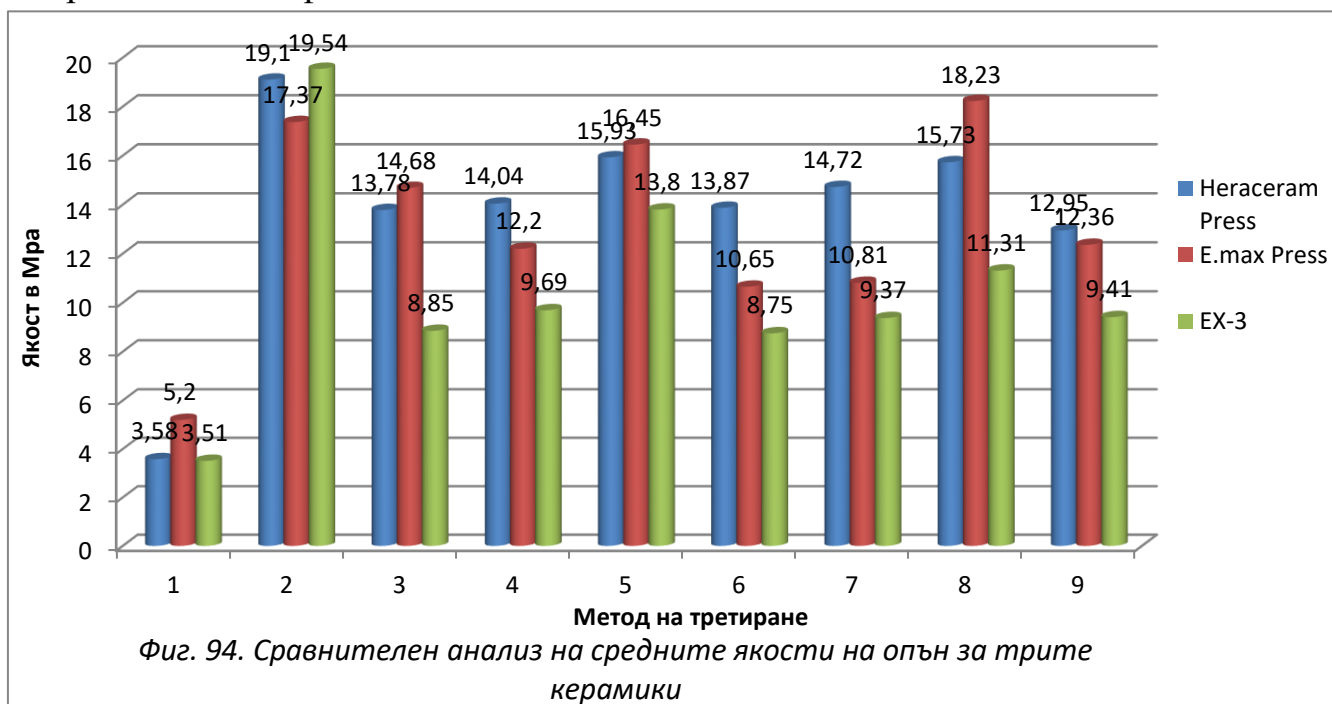


разграпавената силанизирана повърхност с горещ въздух на 38°C или горещ въздух на 120°C преди циментиране и когато има възможност за екстраорални по-

правки.

Топлинната обработка на силана в група EX-3 не доведе до достатъчно високи резултати, които статистически да се доближат до постигнатите в EXHF. Това означава, че за този вид керамика най-подходящата обработка е комбинацията от флуороводородна киселина и силан (фиг. 92).

Най-високи стойности на якостта на опън за литиево дисиликатната керамика се получиха след обработка на **силанизираната керамична повърхност с въздух на 120°C (18,23 МПа)** (фиг. 93). Най-близки до нея са стойностите, получени в групи ENF (17,37 МПа) и ER38 (16,45 МПа), като не се установи статистическа разлика между трите групи. Липса на статистически значима разлика има и между ENF и ES20, ES38, ES38H. Резултатите показват, че за E.max Press обработката с HF и силан може успешно да бъде заменена с третиране на силанизираната повърхност с горещ въздух на 120°C или разграпяване и постсиланизационна обработка с въздух на 38°C. Сравнителна графика на средната якост на опън за различните третираня при трите керамични материала е представена на фиг. 94.



Термичната обработка на силана с въздух с температура 38°C след разграпяване с пилител повиши здравината на връзката между керамика и композит и при трите керамични материала, без да се установи статистическа значимост между HR38, ER38 и EXR38.

В литературата са изследвани множество керамични материали, включващи стъкловидна фаза. Избраните от нас керамични системи са сред най-често прилаганите. E.max Press е високоякостна литиево дисиликатна стъклокерамика, която може да се използва за изработване на конструкции в пълен анатомичен вид или като инфраструктурен материал, върху който се нанася инкрустационен порцелан. Heracem Press е материал със стабилизираща левцитна структура, позволяващ изработването на микропротези, фасети и обвивни корони. EX-3 е инкрустационен фелдшпатов порцелан за изработване на металокерамични конструкции.

Описаните в литературата изследвания на връзката между композит и керамика се извършват най-често с левцит подсилена керамика или фелдшпатов порцелан.

Roulet et al. (214) установяват значимо повишаване на здравината на връзката след третиране на силанизираната керамична повърхност с горещ въздух с температура 100°C за обработените с Al_2O_3 или ецнати с HF керамични повърхности.

Monticelli et al. (173) установяват статистически значимо повишаване на здравината на връзката между фибростъкклени щифтове и композит след третиране на силана с въздух с температура 38°C, при два от трите тествани силана.

Noosman et al. (117) постигат най-високи резултати чрез постсиланизационна обработка, включваща подсушаване с горещ въздух на 50°C за 15 сек., промиване с преварена вода на 80°C и подсушаване с горещ въздух за 30 сек. на керамични образци обработени с Al_2O_3 и HF

(28,3MPa). Статистически еднаква с тази стойност получават и при полираните образци със същия метод на постсиланизационно третиране (25,7MPa). За полираните образци, обработени със силан и въздух със стайна температура получават якост на опън 17,8 MPa, което е по-високо от получените от нас стойности, вариращи между 8,85 и 14,68 MPa. Сравнявайки температурната обработка с въздух на 100°C, получените от нас резултати варират от 9,37 до 14,72 MPa, докато получените от Hoosman et al. са 14,8MPa, т.е стойност най-близка до резултатите на група HS100. Получените от нас резултати са по-ниски от получените от същия авторски колектив 21,0 MPa и при температура 50°C. Получените от нас резултати при 100°C са по-високи от тези при 50°C за всички керамични материали.

Стойности, близки до получените от нас докладват и Shen et al. за образците обработени с HF, но при групите с полирани образци те получават по-висока якост на опън (226).

Sakai et al. (217) докладват за значимо повишаване на здравината на връзката между левцит подсилена керамика и композит, но само при някои от тестваните керамични праймери, докато при други отдават високите резултати на състава на праймера, а не на топлинното третиране.

Fabianelli et al. (93) докладват значимо повишаване на здравината на връзката в резултат на топлинното третиране, като постигнатите от тях по-високи спрямо нас резултати вероятно се дължат и на подготовката на образците и тестването за микроякост на опън. Най-висока здравина на връзката постигат без прилагането на HF.

Cotes et al. (75) докладват, че получените при тях резултати са по-ниски за групите с топлинно третиране в сравнение с групите без такова, обяснявайки този факт с вида на силана и различното поведение на различните ССА при термична обработка. Същият авторски колектив потвърждава положителната роля на топлинната обработка на силана в

друго проучване, като определят загряването във фурна за по-ефективно спрямо употребата на горещ въздух (79).

Получените от нас резултати съответстват на описаните от повечето автори закономерности.

5. Обсъждане по пета задача

Научните данни, публикувани в литературата показват, че термичната обработка на силана подобрява адхезията между керамика и композит и според някои автори може дори да елиминира употребата на HF. Предложените от различните автори режими на постсиланизационна обработка включват струя горещ въздух, загряване в печ и гореща вода. (93, 117, 172, 173, 195, 214, 217, 226). Времето за обработка е най-често 60 или 120 сек., като са възможни комбинации (напр. гореща вода и горещ въздух) (117, 172). Повечето колективи използват горещ въздух с температура 38°C, 45 ±5°C, 50 ±5°C или нагряване в печ на 100 °C. Moharamzadeh et al., Hoosman et al. използват преварена вода с температура 80°C (117, 172). Обикновено авторите използват един или два температурни режима, като сравняват резултатите с контроли полирани образци или обработка на керамичната повърхност с пясъкоструен апарат, флуороводородна киселина и силан (75, 79, 117, 172, 214, 217, 226). В публикуваните изследвания се проучва ролята на различните силанови агенти и различни керамични материали и комбинация между материали и методи за третиране.

В проведените от нас експерименти се изследват три керамични материала, един силанов свързващ агент и седем режима на постсиланизационна обработка, включващи температури 20°C, 38°C, 50°C, 100°C, 120°C, някои от тях в комбинация с разграпяване с пилител или промивка с вода на стайна температура. Като контролни групи бяха използвани първа и втора тест група. Параметрите на обработката,

свързани с нанасянето на силана, времето за престой и постсиланизационната обработка бяха стандартизирани за всички групи.

Въведените и тествани от нас експериментални постсиланизационни режими са:

1. Продухване с въздух на 38°C за 30 сек., промивка с вода за 20 сек, продухване с въздух на 38°C за 30 сек. и;
2. Продухване с въздух на 120°C за 60 сек.

След постсиланизационната обработка се нанася адхезив за 15 сек, който се фотополимеризира за 20 сек.

Първият режим на обработка е аналогичен на предложения от Hoosman et al. (117), като температурите бяха адаптирани към изискването за възможност за интраорални поправки. Във втория режим беше използвана температура, неописана в научната литература за стандартно време от 60 сек.

Получените резултати за трите вида керамика показват, че първият експериментален метод дава сравнително ниски резултати и за трите керамични материала. Разликата е статистически значима спрямо най-високите якостни показатели и за Heraceram Press и EX-3, като единствено за E.max Press не се установява статистическа значимост спрямо третирането с HF и CCA. Причината за това вероятно се дължи на невъзможността на водата на стайна температура да оптимизира кондензацията на силиновия слой, както водата с температура 80°C (117, 172).

За Heraceram Press не се установява статистическа значимост между трите групи, включващи третиране с въздух 38°C, независимо че стойността на група HS38H е най-ниска (12,95 MPa).

За E.max Press средната якост на опън на група ES38H (12,36 MPa) е много близка до тази на ES38 (12,20 MPa) и е по-ниска от тази на ER38 (16,45 MPa). Това показва, че промивката с вода не е оказала съществен

ефект върху здравината на връзката, докато механичните ретенции, получени с пилител увеличават якостта на свързване. Между трите групи не се наблюдава статистически значима разлика.

За EX-3 не се установи статистически значима разлика между EXS38, EXR38 и EXS38H.

Най-висока якост се постигна при Heraceram Press (12,95 МПа), а най-ниска при образците от EX-3 (9,41 МПа). Няма статистическа значимост между ES38H, EXS38H и HS38H.

Обработката на силанизираните керамики с горещ въздух на 120°C доведе до повишаване на здравината на връзката при трите керамични материала. За Heraceram Press с този метод се получи здравина на връзката от 15,73 МПа, което е много близка стойност до тази на HR38 (15,93 МПа) и не се различава статистически от HNF (19,1 МПа). Стандартното отклонение при HS120 е 3,03, докато при HR38 е 7,84, което показва, че първият метод дава по-предвидими резултати.

Най-високи якостни резултати при образците третирани с въздух на 120°C се получиха за E.max Press (18,23 МПа). Тази стойност е най-висока от всички тестови групи, изработени от литиев дисиликат и не се различава значимо от стойността на ENF от 17,37 МПа. **Тя е статистически по-висока спрямо резултатите получени при HS120 и EX120.** Обработката на литиеводисиликатната керамика с въздух на 120°C би могла да замести третирането с HF и CCA преди циментиране на протезните конструкции или при екстраорални поправки, но е неприложима в устната кухина.

При образците от **EX-3**, обработката на силана при 120°C доведе до якост на опън от **11,31 МПа**, неразличаваща се статистически от тази на EXR38 (13,8МПа). При този керамичен материал, за разлика от другите два, якостта на връзката при EXS120 е значимо по-ниска от тази на EXNF, поради което третирането на силанизираната керамична повърхност с

въздух на 120°C не би могло да замени употребата на флуороводородна киселина и силан.

Употребата на флуороводородна киселина може да се замести с подходящо топлинно третиране на силана с въздух на 120°C при керамичния материал E.max. При другите два изследвани от нас материала е възможно елиминирането на киселината от клиничния протокол при следните случаи:

- Алергии към киселината или някоя от нейните съставки.
- Невъзможност за изолация с кофердам.
- Открити зъбни тъкани и риск от контакт на киселината с тях.
- Пациенти, които категорично отказват употребата на опасни и корозивни материали.

- Пациенти с психични, неврологични или двигателни заболявания, при които има риск от контаминация с киселината.

В тези случаи може да се препоръча обработка на силана с температура 120°C, когато обработката е извън устата или 38-50 °C при интраорални поправки.

VIII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящия дисертационен труд беше поставена следната цел:

Чрез подходящи температурни режими на третиране на покритата със силан керамична повърхност да се повиши здравината на връзката между керамика и композит при фиксиране на керамични конструкции и при поправки на фрактурирана керамика от металокерамични и керамични конструкции, за да се увеличи клиничната им дълготрайност и да се елиминира употребата на флуороводородната киселина като ецващ агент, с което ще се намали здравния риск за лекуващия екип и пациента. За изпълнение на целта бяха формулирани пет задачи.

По първа задача беше изготвена анкета, попълнена от 206 лекари по дентална медицина, данните от която бяха детайлно анализирани и бяха подложени на статистически анализ за установяване на взаимовръзки и зависимости.

По втора задача беше извършено СЕМ изследване на три керамични материала (ЕХ-3, E.max Press и Heraceram Press), обработени с HF или полирани. Беше извършено и СЕМ изследване на дебелината на нанесения върху стъклен субстрат ССА при пет различни температурни режима на постсиланизационна обработка (20°C, 38°C, 50°C, 100°C, 120°C).

По трета задача беше конструиран апарат за подаване на горещ въздух, предназначен за топлинна обработка на ССА преди фиксиране на изцяло керамични конструкции или при поправка на фрактурирана керамика.

По четвърта задача за якост на опън бяха изследвани 243 образеца, изработени от три вида керамика и композит (по 81 образеца от всеки вид) при девет различни метода на третиране на керамичната повърхност.

По пета задача бяха апробирани две нови методики за постсиланизационно топлинно третиране на керамичната повърхност.

1. Заклучения по първа задача

1.1. Установи се, че 86,7% от анкетираните лекари изработват най-често металокерамични конструкции.

1.2. Констатира се, че 39,5% от лекарите изработват изцяло керамични протезни конструкции.

1.3. Средният брой години, от които лекарите изработват изцяло керамични конструкции е 6,7 години.

1.4. Установи се, че 68,1% от лекарите предпочитат керамиката като материал за обвивни корони.

1.5. Трите най-често използвани керамики са циркониев диоксид, литиево дисиликатна стъклокерамика и алуминиева керамика .

1.6. Най-често ЛДСК се предпочита от лекарите между 24-40 г., циркониевият диоксид от лекарите над 50 г., а АК от лекарите между 40 и 50 г.

1.7. Еднобутилковата форма на силана е предпочитана от 70% от лекарите.

1.8. Най-голям процент от колегите, използващи само силан при обработка на силикатни керамики го нанасят за 15 сек. (66,7%). Колегите, използващи ССА в комбинация с флуороводородна киселина го нанасят най-често за 60 сек. (60%), а тези прилагащи ССА, HF и адхезив предпочитат нанасянето му да стане за 30 сек. (38,5%) или 45 сек. (30,8%).

1.9. Най-често използваният метод за постсиланизационна обработка е въздух на стайна температура (82,8%).

1.10. Констатира се, че 87,6% от лекарите са имали случаи на отчупена керамика от изцяло керамични или металокерамични конструкции.

1.11. Установи се, че при употребата на HF и силан и HF, силан и адхезив лекарите постигат най-дълготрайна адхезията на керамичните

корони към ТЗТ, съответно 88,9% и 83,3% без отлепяне на обвивните корони.

1.12. Установи се, че 92,3% от лекарите, които имат случаи на отлепени изцяло керамични корони използват еднобутилковата форма на силана.

1.13. Констатира се, че 65,1% от лекарите са извършвали интраорални поправки на отчупена керамика.

1.14. Комбинацията пилител, HF, CCA и адхезив като метод на обработка при интраоралните поправки е най-често предпочитана от колегите във възрастовите диапазони 24-41 г. (57,1%) и над 50 г. (66,7%).

1.15. По-голям процент от колегите, които не използват адхезив при интраорални поправки работят с двубутилковата форма на силана.

1.16. Лекарите, използващи топлинни методи за третиране на силана прилагат най-често комбинацията пилител, CCA и адхезив, т.е елиминират HF като ецващ агент.

1.17. Интраорални поправки с клинична успеваемост над две години са 26,5% от направените.

1.18. Успеваемост над две години лекарите постигат най-често чрез пилител, CCA и адхезив (33,3%), пилител, HF и CCA (25,0%) и HF, CCA (25,0%). За успеваемост 1,5–2 г. най-голям процент от лекарите използват пилител, CCA, адхезив (75%).

1.19. Като основен недостатък на методите за интраорални поправки лекарите са посочили ниската ефективност 63,7%.

1.20. Установи се, че от запознатите с рисковете при работа с HF лекари най-голям процент (57,7%) предпочитат КДПЦ, докато най-често незапознатите с рисковете при работа с киселината избират СЙЦ (44,4%) за циментиране на протезни конструкции от силикатни керамики.

1.21. Установи се, че 45,2% от лекарите не са запознати с рисковете при работа с флуороводородна киселина, а 40,5% не са информирани какви действия да предприемат при контакт на киселината с тъканите.

1.22. Най-голям процент от запознатите с рисковете от HF са в диапазона 24-40 г. (76,3%).

1.23. Най-голям процент от запознатите с първичните медицински мерки са на възраст 24-30 год. – 90 % и 31-35 год. – 80 %.

2. Заклучения по втора задача

2.1. В група EHF се установиха разтворени от киселината участъци с неправилна форма, широчина от порядъка на 10-20 μ m и сложен криволичещ ход, в дълбочина на които се намират микроямки с размери 1-2 μ m.

2.2. Наблюдават се също каналчета с разнопосочна ориентация, дължина 5-10 μ m и широчина под 2 μ m.

2.3. Площите, отговарящи на неразтворените от киселината участъци са с широчина от порядъка на 5-20 μ m и сложен криволичещ ход.

2.4. В група EHF се наблюдават множество ямки с неправилна форма, с размери до 2-3 μ m и каналчета с вълнообразен ход и дължина около 5 μ m, разположени сред литиево дисиликатни кристали.

2.5. Обработката на E.max Press с HF за 20сек. доведе до частично разтваряне на стъкловидната фаза, с непълна експозиция на кристалната структура.

2.6. В група HNF се установи наличието на каверни с неправилна окръглена или елипсовидна форма, с размери 5-20 μ m и по-малки разтворени участъци под формата на ямки с диаметър под 5 μ m, разположени между кавернозните структури.

2.7. В група ННФ се установиха каналчета, които в някои участъци обикалят почти напълно формираната каверна или се разполагат по границите на формираща се такава.

2.8. Установи се тенденция за намаляване на дебелината на силиновия слой и на силиновите були с увеличаване на температурата.

2.9. Най-тънък силинов слой се получава при обработка с въздух на 120°C.

2.10. Дебелината на силиновия слой варира средно между 0,6µm при стайна температура и 0,15µm при 120°C.

3. Заклучения по трета задача

3.1. Конструираният от нас апарат дава възможност за термична обработка на силана в температурния диапазон 38 до 145°C.

3.2. Конструираният от нас апарат може да бъде приложен за повишаване на силата на свързване между композит и керамика при фиксиране на изцялокерамични конструкции и интраорални поправки на фрактурирана керамика, както и във всички случаи, при които е необходима термична обработка на силана.

3.3. Времето, необходимо за достигане на желаната температура позволява рутинната му употреба в клиничната практика.

3.4. Осигурена е необходимата мобилност на апарата.

3.5. Осигурена е възможността за автоклавиране на ръкохватката и дезинфекция на апарата.

3.6 Апаратът е лесен за употреба, не изисква специализирана подготовка за работа с него и може да се използва от всеки член на работния екип.

3.7. Температурата се отчита в близост на обработваната повърхност.

4. Заклучения по четвърта задача

4.1. Най-ниска якост на опън се установи в контролната група и за трите керамични материала.

4.2. Обработката с HF и силан осигури най-висока здравина на връзката при Hergacem Press и EX-3.

4.3. За Hergacem Press най-близки стойности до HNF се установиха при HR38 (15,93 MPa) и HS120 (15,73 MPa) без да има статистическа значима разлика между групите.

4.4. Топлинната обработка на силана на EX-3 не доведе до достатъчно високи резултати, които статистически да се доближат до постигнатите в EXHF.

4.5. Най-високи стойности на якостта на опън за литиево дисиликатната керамика се получиха след обработка на силанизираната керамична повърхност с въздух на 120°C (18,23MPa).

4.6. Най-близки до нея са стойностите, получени в групи ENF (17,37MPa) и ER38 (16,45MPa), като не се установи статистическа разлика между трите групи.

4.7. Резултатите показват, че за E.max Press обработката с HF и силан може успешно да бъде заменена с третиране на силанизираната повърхност с горещ въздух на 120°C или разграпяване и постсиланизационна обработка с въздух на 38°C.

4.8. Разграпяването с пилител повиши здравината на връзката при образците, третирани с въздух с температура 38°C.

4.9. Силановият свързващ агент повиши здравината на връзката между керамика и композит за трите керамични материала.

4.10. Обработката на силана при 38°C доведе до по-висока здравина на връзката спрямо обработката с въздух с температура 50°C при трите керамични материала.

4.11. Повишаването на температурата на въздуха до 100°C и 120°C доведе до повишаване на якостта на опън при трите керамики.

4.12. Сред групите, включващи топлинна обработка на силана най-висока якост на опън се установи след разграпяване с пилител и въздух 38°C, последвана от въздух с температура 120°C. Изключение прави E.max Press, при който най-висока здравина се постигна след третиране с въздух на 120°C.

4.13. Топлинната обработка на силана допринесе най-много за повишаване на здравината на връзката между керамика и композит при образците от E.max Press и най-малко за образците от EX-3.

5. Заклучения по пета задача

5.1. Обработката на керамичните образци с въздух на 38°C, промивка с вода и отново въздух на 38°C доведе до повишаване на здравината на връзката между керамика и композит спрямо контролната група при трите керамики.

5.2. За Heracem Press не се установява статистическа значимост между трите групи, включващи третиране с въздух на 38°C, независимо че стойността на група HS38H е най-ниска (12,95 МПа).

5.3. За E.max Press не се установи статистическа значимост между трите групи, включващи третиране с въздух 38 °C.

5.4. За EX-3 не се установи статистически значима разлика между EXS38, EXR38 и EXS38H.

5.5. Обработката на силанизираните керамики с горещ въздух на 120°C доведе до повишаване на здравината на връзката при трите керамични материала.

5.6. Най-високи якостни резултати при образците, третирани с въздух на 120°C се получиха за E.max Press. Стойността е статистически по-висока спрямо резултатите получени при HS120 и EX120.

5.7. Обработката на литиево дисиликатната керамика с въздух на 120°C би могла да замести третирането с HF и CCA преди циментиране на протезните конструкции или при екстраорални поправки.

5.8. При образците от EX-3, обработката на силана при 120 °C доведе до якост на опън от 11,31 МПа, неразличаваща се статистически от тази на EXR38.

5.9. За Heracem Press с този метод се получи здравина на връзката от 15,73 МПа, което е много близка стойност до тази на HR38 (15,93МПа) и не се различава статистически от HNF (19,1МПа).

IX. ИЗВОДИ

От изпълнението на поставените в дисертацията цел и задачи могат да се направят следните изводи:

1. Конструиран е апарат за подаване на горещ въздух с регулируема температура предназначен специално за дентални цели. Той е подходящ за всички случаи, при които е необходима термична обработка на силана – фиксиране на изцяло керамични конструкции, интраорална поправка на фрактурирана керамика, лабораторни изследвания и др.

2. Апробирани са две нови, оригинални методики за постсиланизационно термично третиране. Обработката с въздух с температура 120°C осигурява най-висока здравина на връзката от всички термични режими на обработка за трите изследвани керамични материала.

3. Установено е, че в резултат на ецването с флуороводородна киселина на керамичната повърхност, в зависимост от керамичния материал, се получават каналчета с разнопосочна ориентация, дължина 5-10 μm и широчина под 2 μm , ямки с размери 1-5 μm и каверни с неправилна окръглена или елипсовидна форма, с размери 5-20 μm .

4. Установено е, че силановият свързващ агент, нанесен върху стъклен субстрат, в зависимост от температурата, създава неравномерен слой с дебелина между 0,6 μm и 0,15 μm .

5. Потвърдено е, че връзката между керамика и композит зависи от вида на керамичния материал и метода на подготовка на керамичната повърхност.

6. Установено е, че 86,7% от анкетираните лекари изработват най-често металокерамични конструкции и 87,6% са имали случаи на отчупена керамика от изцяло керамични или металокерамични конструкции.

7. Установено е, че 39,5% от лекарите изработват изцяло керамични конструкции, като най-често използваните материали са циркониев диоксид, литиев дисиликат и алуминиева керамика.

Х. БИБЛИОГРАФИЯ

1. Анастасов, Ив. Дентално материалознание. София Смайл Център., 2013 г.
2. Василева Р. Фабричните керамични инлеи - нов етап и съвременна технология в търсенето на заместител на амалгамата. Зъболекарски преглед 85, 2003, 1, 50-54.
3. Гатева Н., Миланов Я. СЕМ изследване на дентиновата повърхност, препарирана и третирана с различни средства. Дентална медицина 93, 2011, 1, 6-13.
4. Дамянов Н. Обща характеристика на еластичните отпечатъчни материали. Зъболекарски преглед 87, 2005, 1, 66 -73.
5. Димитрова С., Василева Р. Фоброщифтове - реални перспективи (I част). Дентална Медицина 94, 2012, 2, 153-161.
6. Казакова С., Пеев Т. Цветово съответствие на щифтовите възстановявания-естетика при щифтовите възстановявания. Зъболекарски преглед 87, 2005, 2, 147-150.
7. Каменова Ю. Диагностика и лечение на електрогалваничния феномен. Проблеми на Стоматологията XXVIII, 2001-2002,32-45.
8. Каменова Ю., Хаджиева Х. Терапевтичен подход в случаите на взаимовръзка на страничните ефекти след протетично лечение с общи заболявания на организма. Проблеми на Стоматологията XXVII, 2001-2002,53-57.
9. Кисов, Хр. Стоматологична кермика-част I. Основни принципи, материали и инструментариум. Индекс., 1997.
10. Ковачевска Г., Ал. Ковачевски. Приложение на изцялокерамичните коронки и мостови протези в ежедневната клинична практика. Зъболекарски преглед 89, 2007, 1, 41-48.

11. Манчорова Н. Връзка между адхезията и постобтурационната болка: значение на твърдите зъбни тъкани, размазания пласт и кавитетната конфигурация за нейната изява. *Зъболекарски преглед* 86, 2004, 1, 74-80.
12. Манчорова Н., Владимирова. Сравнително изследване на постоперативната чувствителност при обтуриране с едно- и многостъпкова адхезивна система на I и II клас кариозни дефекти. *Зъболекарски преглед* 89, 2007, 3, 188-194.
13. Миронова Ж. Р. Василева. Ендокорони - клиничен метод за възстановяване на силно разрушени зъби. *Проблеми на денталната медицина*, XXXIV, 2008, 2, 54-58.
14. Павлова Ж. Експозиция на гингивалните тъкани при усмивка част I - анфас. *Дентална медицина* 96, 2014, 2, 133-138.
15. Павлова Ж. Експозиция на гингивалните тъкани при усмивка част II - профил. *Дентална медицина* 96, 2014, 3, 220-225.
16. Палова Ж. Естетично нареждане на фронталните зъби за цели протези. Дисертация за присъждане на образователна и научна степен „Доктор”. 2011 г, 10
17. Ралев, Р., А. Филчев. Пропедевтика на протетичната дентална медицина. София, 2007, 230.
18. Свраков, Д. Зъболекарска керамика. Изд. Непрекъснато усъвършенстване. 3 изд. 2010, 8.
19. Тодоров Р., Г. Тодоров, Ст. Златев, Св. Александров. Сравнителна цвetoва характеристика на горни фронтални зъби. *Дентална медицина*, 97, 2015, 1, 63-67.
20. Филчев А. Протетичната дентална медицина-клиника. Mind Print, 2014, 110.
21. Филчев А., R. Marxkors, H. Meiners. Металокерамична корона с метални оклузални стопове. *Стоматолог*, 14, 1993, 2, 4-10.

- 22.Филчев А., Я. Калъчев, Д. Филчев, Ж. Павлова. Фактори, които влияят на избора на определен вид протезна конструкция. Дентална медицина 94, 2012, 1, 14-17.
- 23.Филчев Д. Графично и компютърно проектиране на задните зъби на цели протези. Дисертация за присъждане на образователна и научна степен „Доктор”. 2013, 13
- 24.Филчев Д., А. Тумбалов, Ж. Павлова. Ретроспективна клинична оценка на зъби, възстановени с ендокорони. Дентална медицина 96, 2014, 2, 146-153.
- 25.Филчев Д., Е. Йончева. Щифтово изграждане с два вида стъклени фибровлакна. Дентална медицина 94, 2012, 1, 18-21.
- 26.Чакалов И., Е. Радославова, И. Анастасов. Различни методи и видове препарации за порцеланови фасети. Проблеми на денталната медицина, XXXIV/2008 - част 2, 50-53.
- 27.Янакиев, С., Б. Йорданов. Предимства и недостатъци на циркониевия диоксид като зъбопротезен материал. Инфодент., 132, 2013, 3, 34-43
- 28.Янкова . М., Т. Узунов, Т. Пеев. Модифициран клинично-лабораторен метод за възстановяване на ендодонтски лекувани зъби. Дентална медицина 92, 2010, 2, 119-124.
- 29.Aboushelib, M. N. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. J Adhes Dent., 13, 2011, 3, 255-260.
- 30.Aboushelib, M. N., C. J. Kleverlaan, A. J. Feilzer. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater., 22, 2006, 9, 857-863
- 31.Aboushelib, M. N., C. J. Kleverlaan, A. J. Feilzer. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials.J Prosthet Dent., 98, 2007; 5, 379-388.

32. Addison, O., P. M. Marquis, G. J. Fleming. The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. *Dent Mater.* 23, 2007, 4, 461-468.
33. Aida, M., T. Hayakawa, K. Mizukawa. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent.*, 73, 1995, 5, 464-470.
34. al Edris, A., A. al Jabr, R. L. Cooley, N. Barghi. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *J Prosthet Dent.*, 64, 1990, 734-739.
35. Albakry, M., M. Guazzato, M. V. Swain. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.*, 89, 2003, 4, 374-380.
36. Alex, G, *Functional Esthetics & Restorative Dentistry: Series 2, Number 1*, 38-49
37. Al-Makramani, B.M., A. A. Razak, M. I. Abu-Hassan. Biaxial flexural strength of Turkom-Cera core compared to two other all-ceramic systems. *J Appl Oral Sci.*, 18, 2010, 6, 607-612.
38. Alshehri, S.A. An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of In-Ceram dental materials. *J Prosthodont.*, 42, 2011, 20, 61-66.
39. Amaral, R., M. Ozcan, M. A. Bottino, L. F. Valandro. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.*, 22, 2006, 3, 283-290.
40. Anderson, W. J.; J. R. Anderson. Hydrofluoric acid burns of the hand: mechanism of injury and treatment. *J Hand Surg.*, 13, 1988, 1, 52.
41. Antonucci, J. M., S. H. Dickens, B.O. Fowler, H.H. Xu, W.G. McDonough. Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites. *J Res Natl Inst Stand Technol.*, 110, 2005, 541-558.

42. Anusavice, K. Philip's Science of Dental Materials.. Philadelphia: Saunders., 11th ed., 2003, 655-714.
43. Aristidis, A. An indirect repair technique for fractured metal-ceramic restorations: A clinical report. J Prosthet Dent., 93, 2005, 321-323.
44. Arkles, B. Silane coupling agents: connecting across boundaries v2.0. Gelest, Inc.; 2006.
45. Azimian, F., K. Klosa, M. Kern. Evaluation of a new universal primer for ceramics and alloys. J Adhes Dent., 14, 2012, 3, 275-282.
46. Baikova, L. G., V. P. Pukh, T. I. Pesina. Effect of chemical etching on the strength of undamaged glass. Soviet J Glass Phys Chem., 9, 1983, 452–456.
47. Barghi, N., D. E. Fischer, L. Vatani. Effects of porcelain leucite content, types of etchants, and etching time on porcelain-composite bond. J Esthet Restor Dent., 18, 2006; 1, 47-52
48. Barsky, C., F. Landes, P. Viccellio. Hydrogen fluoride,. Emergency Toxicology. 2nd ed., Philadelphia, 1998, 325–334.
49. Belli, R., J. C. Guimarães, A. M. Filho, L. C. Vieira. Post-etching cleaning and resin/ceramic bonding: microtensile bond strength and EDX analysis. J Adhes Dent., 12, 2010, 4, 295-303.
50. Bertolini, J.C. Hydrofluoric acid: a review of toxicity. J Emerg Med., 10, 1992, 21, 63-68.
51. Blatz, M. B., A. Sadan, M. Kern. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent., 89, 2003, 3, 268-274
52. Blixt, M., E. Adamczak, L. A. Lindén, A. Odén, K. Arvidson. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. Int J Prosthodont., 13, 2000, 3, 221-226.

53. Borba, M., M. D. de Araújo, E. de Lima, H. N. Yoshimura, P. F. Cesar, J. A. Griggs, A. Della Bona. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater.*, 27, 2011, 12, 1259-1266.
54. Bottino, M. C., M. Ozcan, P. G. Coelho, L. F. Valandro., J. C. Bressiani, A. H. Bressiani. Micro-morphological changes prior to adhesive bonding: high-alumina and glassy-matrix ceramics. *Braz Oral Res.*, 22, 2008, 2, 158-163.
55. Brentel, A. S., M. Ozcan, L. F. Valandro, L. G. Alarça, R. Amaral, M. A. Bottino. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.*, 23, 2007 11, 1323-1331
56. Brosh, T., R. Pilo, N. Bichacho, R. Blutstein. Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Prosthet Dent.*, 77, 1997, 2, 122-126.
57. Brum, R., R. Mazur, J. Almeida, G. Borges, D. Caldas. The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. *Oper Dent.*, 36, 2011, 5, 478-485.
58. Buso, L., O. B. Oliveira-Júnior, F. Hiroshi Fujiy, G. H. Leão Lombardo, H. Ramalho Sarmiento, F. Campos, R. O. Assunção Souza. Biaxial flexural strength of CAD/CAM ceramics. *Minerva Stomatol.*, 60, 2011, 63, 11-19.
59. Calamia, J. R., C. S. Calamia. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin North Am.*, 51, 2007, 2, 399-417.
60. Callister, W. D. *Materials Science and Engineering: An Introduction*, ed 5. New York: John Wiley, 2000.
61. Canay, S, N. Hersek, A. Ertan. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil.*, 28, 2001, 1, 95-101.
62. Caravati, E. M. Acute hydrofluoric acid exposure. *Am J Emerg Med.*, 6, 1988, 2, 143-150.

63. Cardoso, A. C., P. Spinelli Filho. Clinical and laboratory techniques for repair of fractured porcelain in fixed prostheses: a case report. *Quintessence Int.*, 25, 1994, 12, 835-838.
64. Carlén, A., K. Nikdel, A. Wennerberg, K. Holmberg, J. Olsson. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials.*, 22, 2001, 5, 481-487.
65. Casucci, A., C. Mazzitelli, F. Monticelli, M. Toledano, R. Osorio, E. Osorio, F. Papacchini, M. Ferrari. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater.*, 26, 2010, 8, 751-760.
66. Casucci, A., E. Osorio, R. Osorio, F. Monticelli, M. Toledano, C. Mazzitelli, M. Ferrari. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent.*, 37, 2009, 11, 891-897.
67. Cattell, M. J., R. P. Palumbo, J.C. Knowles, R. L. Clarke, D. Y. Samarawickrama. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *J Dent.*, 30, 2002, 4, 161-169.
68. Chan, B. S., G. G. Duggin. Survival after a massive hydrofluoric acid ingestion. *J Toxicol Clin Toxicol.*, 35, 1997, 3, 307-309.
69. Chapa, L., S. Surani, J. Varon. Management of Hydrofluoric Acid Injury in the Emergency Department and Critical Care Units. *Crit Care & Shock.*, 12, 2009, 117-119.
70. Chen, J. H., H. Matsumura, M. Atsuta. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent.*, 23, 1998, 5, 250-257.
71. Chung, K., J. Duh. Properties of glass-ceramic materials for fixed partial denture construction. *J Oral Rehabil.*, 23, 1996, 9, 590-598.
72. Clark, H. A., E. P. Plueddemann. Bonding of silane coupling agents in glass-reinforced plastics. *Modern Plastics.*, 40, 1963, 133-196.

73. Cömlekoğlu, M. E., M. DüNDAR, M. A. GüNGÖR, B. H. SEN, C. ARTUŇ. Preliminary evaluation of titanium tetrafluoride as an alternative ceramic etchant to hydrofluoric acid. *J Adhes Dent.*, 11, 2009, 6, 447-453.
74. Cone, J. B. What's New in General Surgery: Burns and Metabolism. *J Am Coll Surg.*, 200, 2005, 4, 607-615.
75. Cotes C., R. F. de Carvalho, E. T. Kimpara, F. P. Leite, M. Ozcan. Can heat treatment procedures of pre-hydrolyzed silane replace hydrofluoric acid in the adhesion of resin cement to feldspathic ceramic? *J Adhes Dent.* 15, 2013, 6, 569-74.
76. Craig RG. Ceramic-metal systems. In: Craig RG (ed). *Restorative Dental Materials*, vol 1, ed 8. St Louis: Mosby, 1989:499-508.
77. Craig, R. G., N. M. Mohsen. Effectiveness of silanation of fillers using flow point test. *J Dent Res.*, 71, 1992, 240.
78. Dalamaga, M., K. Karmaniolas, A. Niko-laidou, E. Papadavid. Hypocalcemia, hypomagnesemia and hyperkalemia following hydrofluoric acid chemical injury. *J. Burn Care Res.*, 29, 2008, 3, 541-543.
79. de Carvalho R. F., C. Cotes, E. T. Kimpara, F. P. Leite, M. Ozcan. Heat treatment of pre-hydrolyzed silane increases adhesion of phosphate monomer-based resin cement to glass ceramic. *Braz Dent J.* 26, 2015, 1, 44-9.
80. De Jong, B., J. Adams, B. Aitken, J. Dickinson, G. Fine. *Glass Ceramics*. Wiley-VCH Verlag Gmb Hand Co., Weinheim, 2005.
81. Della Bona, A., K. J. Anusavice, J. J. Mecholsky. Apparent interfacial fracture toughness of resin/ceramic systems. *J Dent Res.*, 85, 2006, 11, 1037-1041.

- 82.Della Bona, A., K. J. Anusavice, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhesive Dent.*, 2, 2000, 4, 305–313
- 83.Della Bona, A., K. J. Anusavice. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 15, 2002, 2, 159-167.
- 84.Della Bona, A., R. van Noort. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.*, 74, 1995, 9, 1591-1596.
- 85.Denry, I., J. R. Kelly. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 24, 2008, 3, 299-307.
- 86.Derewku, M. J., S. C. Gad, F. Gavigan, B. J. Dunn. Acute Dermal Toxicity of Dilute Hydrofluoric Acid. *Cutaneous and Ocular Toxicology.* 4, 1985, 2 , 73-85.
- 87.Dieffenbacher, P. F., J. H. Thompson. Burns from exposure to anhydrous hydrofluoric acid. *J Occup Med.*, 4, 1962, 325-326.
- 88.Dünser, M. W., M. Ohlbauer, J. Rieder, I. Zimmermann, H. Ruatti, A. H. Schwabegger, F. Bodrogi, G. M. Huemer, B. E. Friesenecker, A. J. Mayr, P. Lirk. Critical care management of major hydrofluoric acid burns: a case report, review of the literature, and recommendations for therapy. *Burns.* 30, 2004, 4, 391-398.
- 89.Eames, W. B., L. B. Rogers, P. R. Feller, W. R. Price. Bonding agents for repairing porcelain and gold: an evaluation. *Operative Dentistry.*, 2, 1977, 3, 118–124.
- 90.Elsaka, S. E. Effect of surface treatments on the bonding strength of self-adhesive resin cements to zirconia ceramics. *Quintessence International.*, 44, 2013, 6, 170-180.
- 91.Esquivel-Upshaw, J. F., H. Young, J. Jones, M. Yang, K. J. Anusavice. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.*, 21, 2008, 2, 155-160.

92. Esquivel-Upshaw, J. F., J. Chai, S. Sansano, D. Shonberg. Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.*, 14, 2001, 3, 284-288.
93. Fabianelli A1, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, van Noort R. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent.*, 38, 2010, 1, 39-43.
94. Fazi, G., A. Vichi, M. Ferrari. Influence of surface pretreatment on the short-term bond strength of resin composite to a zirconia-based material. *Am J Dent.*, 25, 2012, 2, 73-78.
95. Ferreira, R. C., J. Caldas, G. A. Paula, R. C. Albuquerque, C. M. Almeida, W. A. Vasconcellos, R. B. Caldas. Influence of surface area and geometry of specimens on bond strength in a microtensile test: an analysis by the three-dimensional finite element method. *J Prosthodont.*, 20, 2011, 6, 456-463.
96. Filtchev A., R. Marxkors, H. Meiners. Experimentelle und klinische Untersuchungen an metallkeramischen Kronen mit metallischen Stops. *Dental Magazin.* 3, 1998, 64-68
97. Fischer, H., M. Weber, R. Marx. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res.*, 82, 2003, 3, 238–242.
98. Foxton, R. M., M. Nakajima, N. Hiraishi, Y. Kitasako, J. Tagami, S. Nomura, H. Miura. Relationship between ceramic primer and ceramic surface pH on the bonding of dual-cure resin cement to ceramic. *Dent Mater.*, 19, 2003, 8, 779-789.
99. Gehrt, M., S. Wolfart, N. Rafai, S. Reich, D. Edelhoff. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig.*, 17, 2013, 1, 275-284.

100. Giordano, R. A. 2nd, L. Pelletier, S. Campbell, R. Pober. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.*, 73, 1995, 5, 411-418.
101. Gourav, R, P. Ariga, A. R. Jain, J. M. Philip. Effect of four different surface treatments on shear bond strength of three porcelain repair systems: An in vitro study. *J Conserv Dent.*, 16, 2013, 3, 208-212.
102. Gregg, A. Classification of Dental Ceramics. Inside Dentistry., 2013 available at http://www.cdeworld.com/courses/4663-Classification_of_Dental_Ceramics#
103. Guarda, G. B., A. B. Correr, L. S. Gonçalves, A. R. Costa, G. A. Borges, M. A. Sinhoreti, L. Correr-Sobrinho. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent.*, 38, 2013, 2, 208-217
104. Guazzato, M., M. Albakry, M. V. Swain, J. Ironside. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.*, 15, 2002, 4, 339-346.
105. Güler, A. U., F. Yilmaz, M. Yenisey, E. Güler, C. Ural. Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *J Adhes Dent.*, 8, 2006, 1, 21-25.
106. Gurel, G., N. Sesma, M. A. Calamita, Coachman C, Morimoto S. Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent.*, 33, 2013, 1, 31-39.
107. Haselton, D. R., A. M. Diaz-Arnold, J. T. Dunne Jr. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent.*, 86, 2001, 5, 526-531
108. Henry, J. A., K. K. Hla. Intravenous regional calcium gluconate perfusion for hydrofluoric acid burns. *J Toxicol Clin Toxicol.*, 30, 1992; 2, 203-207.

109. Hjortsjö, C., E. Saxegaard, A. Young, J. E. Dahl. In vivo and in vitro irritation testing of low concentrations of hydrofluoric acid. *Acta Odontol Scand.*, 67, 2009, 6, 360-365.
110. Ho, G. W., J. P. Matinlinna. Evaluation of the microtensile bond strength between resin composite and hydrofluoric acid etched ceramic in different storage media. *J Adhes Sci Technol.*, 25, 2011, 19, 2671–2685.
111. Ho, G. W., J. P. Matinlinna. Insights on ceramics as dental materials. Part I. Ceramic material types in dentistry. *Silicon*, 3, 2011, 3, 109–115.
112. Ho, G. W., J. P. Matinlinna. Insights on ceramics as dental materials. Part II. Chemical surface treatments. *Silicon.*, 3, 2011, 3, 117–123.
113. Höland, W., M. Schweiger, M. Frank, V. Rheinberger. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.*, 53, 2000, 4, 297-303.
114. Hooshmand T, Matinlinna JP, Keshvad A, Eskandarion S, Zamani F. Bond strength of a dental leucite-based glass ceramic to a resin cement using different silane coupling agents. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 Jan;17:327-32.
115. Hooshmand, T., G. Rostami, M. Behroozibakhsh, M. Fatemi, A. Keshvad, R. van Noort. Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *J Dent.*, 40, 2012, 2, 139-145.
116. Hooshmand, T., R. van Noort, A. Keshvad. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. *Dent Mater.*, 20, 2004, 7, 635–642.

117. Hooshmand, T., R. van Noort, A. Keshvad. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials.*, 18, 2002, 2, 179-188.
118. Hooshmand, T., S. Parvizi, A. Keshvad. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont.*, 17, 2008, 5, 415-419.
119. Hwang, J. W., Yang J. H. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil.*, 28, 2001, 7, 678-683.
120. Inokoshi, M., A. Kameyama, J. De Munck, S. Minakuchi, B. Van Meerbeek. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *J Dent.*, 41, 2013, 2, 170-179.
121. Itinoche, K. M., M. Ozcan, M. A. Bottino, D. Oyafuso. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater.*, 22, 2006, 11, 1029-1034.
122. Jardel, V., M. Degrange, B. Picard, G. Derrien. Surface energy of etched ceramic. *Int J Prosthodont.*, 12, 1999, 5, 415-418.
123. Joseph, M. A., S. H. Dickens, O. F. Bruce., H. K. Xu Hockin, G. McD. Walter. Chemistry of Silanes: Interfaces in Dental Polymers and Composites. *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.*, 110, 2005, 5, 541-558.
124. Kamada, K., K. Yoshida, M. Atsuta. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent.*, 79, 1998, 5, 508-513.
125. Kansu, G, B. Gokdeniz. Effects of different surface-treatment methods on the bond strengths of resin cements to full-ceramic systems. *Journal of Dental Sciences.*, 6 2011, 3, 134-139.
126. Karabela, M. M., I. D. Sideridou. Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *Dental Materials.*, 24, 2008, 12, 1631-1639.

127. Karakoca, S., H. Yilmaz. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 91, 2009 Nov, 2, 930-937.
128. Kato, H., H. Matsumura, M. Atsuta. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil.*, 27, 2000, 2, 103-110.
129. Kelly, J. R. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.*, 48, 2004, 2, 513-530.
130. Kelly, J. R. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc.*, 139, 2008, Suppl, 4S-7S.
131. Kern, M., Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res.* 2009 Sep;88(9):817-22.
132. Kern, M., M. Sasse, S. Wolfart. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc.*, 143, 2012, 3, 234-240.
133. Kilic, K., S. Arslan, G. A. Demetoglu, G. Zararsiz, B. Kesim. Do blood contamination and haemostatic agents affect microtensile bond strength of dual cured resin cement to dentin? *J Appl Oral Sci.*, 21, 2013, 1, 85-91.
134. Kirkpatrick, J. J., D. S. Enion, D. A. Burd. Hydrofluoric acid burns: a review. *Burns.*, 21, 1995, 7, 483-493.
135. Klauder, J. V., L. Shelanski, K. Gabriel. Industrial uses of compounds of fluorine and oxalic acid: cutaneous reaction and calcium therapy. *AMA Arch. Ind. Health.*, 12, 1995, 4, 412-419.
136. Klosa, K., S. Wolfart, F. Lehmann, H. J. Wenz, M. Kern. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *J Adhes Dent.*, 11, 2009, 2, 127-35.

137. Knight, J. S., W. D. Sneed, M. C. Wilson. Strengths of composite bonded to base metal alloy using dentin bonding systems. *J Prosthet Dent.*, 84, 2000, 2, 149-153.
138. Kobayashi, K. Crystallized fused SiO₂ glass strength improvement by etching. *Phys Chem Glasses.*, 3, 1962, 7–27.
139. Kono, K.; Y.Yoshida, A. Harada, M. Watanabe, T. Hirota, Y.Tanimura, Y. Shibuya. An experimental study on the biochemical consequences of hydrofluoric acid burns. *Bull Osaka Med Sch.*, 28, 1982, 2, 124-133.
140. Kukiattrakoon, B., K. Thammasitboon. The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *J Prosthet Dent.*, 98, 2007, 1, 17-23.
141. Kumbuloglu, O., L. V. Lassila, A. User, S. Toksavul, P. K. Vallittu. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil.*, 32, 2005, 2, 128-133.
142. Kupiec, K. A., K. M. Wuertz, W. W. Barkmeier, T. M. Wilwerding. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent.*, 76, 1996, 2, 119–124.
143. Kurata, S., N. Yamazaki. Effect of silane coupling agents with a bisfunctional hydrolyzable group. *Dent Mater.*, 12, 1993, 2, 127-135.
144. Kursoglu, P., P. F. Motro, H. Yurdaguvan. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont.*, 5, 2013, 2, 98-103.
145. Libby, G., M. R. Arcuri, W. E. LaVelle, L. Hebl. Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.*, 78, 1997, 2, 127-131.
146. Lin, W. S., C. Ercoli, C. Feng, D. Morton. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial

- flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont.*, 21, 2012, 5, 353-362.
147. Liu, Q., J. Ding, D. E. Chambers, S. Debnath, S. L. Wunder, G. R. Baran. Filler-coupling agent-matrix interactions in silica/polymethylmethacrylate composites. *J Biomed Mater Res.*, 57, 2001, 3, 384-393.
148. Liu, Q., X. F. Meng, H. Ding, X. P. Luo. The comparative research on resin bond strength and durability of two machinable glass ceramic. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.*, 29, 2011, 2, 129-131.
149. Llobell, A., J. I. Nicholls, J. C. Kois, C. H. Daly. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont.*, 5, 1992, 3, 205-213.
150. Loomans B. A., M. V. Cardoso, F. J. Roeters, N. J. Opdam, J. De Munck, M. C. Huysmans, B. Van Meerbeek. Is there one optimal repair technique for all composites? *Dent Mater.*, 27, 2011, 7, 701-709.
151. Loomans, B. A., A. Mine, F. J. Roeters, N. J. Opdam, J. De Munck, M. C. Huysmans, B. Van Meerbeek. Hydrofluoric acid on dentin should be avoided. *Dent Mater.*, 26, 2010, 7, 643-649.
152. Lucena-Martín, C, S. González-López, J. M. Navajas-Rodríguez de Mondelo. The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *J Prosthet Dent.*, 86, 2001, 5, 481-488.
153. Lührs, A. K., J. De Munck, W. Geurtsen, B. Van Meerbeek. Does inhibition of proteolytic activity improve adhesive luting? *Eur J Oral Sci.*, 121, 2013, 2, 121-131.
154. Magne, P., D. Cascione. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.*, 96, 2006, 5, 354-361.

155. Mair, L., P. Padipatvuthikul. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.*, 26, 2010, 2, e17-23.
156. Makarovsky, I., G. Markel, T. Dushnitsky, A. Eisenkraft. Hydrogen fluoride--the protoplasmic poison. *Isr Med Assoc J.*, 10, 2008, 5, 381-385.
157. Manawi, M., M. Ozcan, M. Madina, C. Cura, L. F. Valandro. Impact of surface finishes on the flexural strength and fracture toughness of In-Ceram Zirconia. *Gen Dent.* 60, 2012, 2, 138-142.
158. Marquardt, P., J. R. Strub. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.*, 37, 2006, 4, 253-259.
159. Martins, M. E., F. P. Leite, J. R. Queiroz, A. D. Vanderlei, H. N. Reskalla, M. Ozcan. Does the ultrasonic cleaning medium affect the adhesion of resin cement to feldspathic ceramic? *J Adhes Dent.*, 14, 2012, 6, 507-509.
160. Matinlinna J.P., L. V. Lassila, P. K. Vallittu. The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *J Dent.*, 34, 2006, 7, 436–443.
161. Matinlinna, J. P., L.V. Lassila, P.K. Vallittu. The effect of three silane coupling agents and their blends with a cross-linker silane on bonding a bis-GMA resin to silicized titanium (a novel silane system). *J Dent.*, 34, 2006, 10, 740–746.
162. Matinlinna, J. P., M. Özcan, L. Lassila, W. Kalk, P. Vallittu. Effect of the cross-linking silane concentration in a novel silane system on bonding resin-composite cement. *Acta Odontol Scand.*, 66, 2008, 4, 250–255.
163. Matinlinna, J.P., L .V. Lassila, M. Ozcan, A. Yli-Urpo, P. K. Vallitu. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.*, 17, 2004, 2, 155–164.

164. Matinlinna, J.P., L. V. Lassila, P. K. Vallittu. Pilot evaluation of resin composite cement adhesion to zirconia using a novel silane system. *Acta Odontol Scand.*, 65, 2007, 1, 44–51.
165. Matinlinna, J.P., M. Ozcan., L. V. Lassila, P.K. Vallittu. The effect of a 3 methacryloxypropyltri- methoxy – silane and vinyltriisopropoxysilane blend andtris(3 trimethoxysilylpropyl)isocyanurate on the shear bond strength of composite resin to titanium metal. *Dent Mater.*, 20, 2004, 9, 804–813
166. Matsuno, K. The treatment of hydrofluoric acid burns. *Occup.Med.*, 46, 1996, 4, 313-317.
167. Mayer, T. G., P. L Gross. Fatal systemic fluorosis due to hydrofluoric acid burns. *Ann Emerg Med.*, 14, 1985, 2, 149-153.
168. McCulley, J. P., D. W. Whiting, M. G. Petitt, S. E. Lauber. Hydrofluoric acid burns of the eye. *J Occup Med.*, 25, 1983, 6, 447-450.
169. Meng, X., K. Yoshida, M. Atsuta. Microshear bond strength of resin bonding systems to machinable ceramic with different surface treatments. *J Adhes Dent.*, 10, 2008, 3, 189-196.
170. Metwalli, E., D. Haines, O. Becker, S. Conzone, C.G. Pantano. Surface characterizations of mono-, di-, and tri-aminosilane treated glass substrates. *Journal of Colloid and Interface Science.*, 298, 2006, 2, 825–831.
171. Moffa, J. P. Porcelain materials. *Adv Dent Res.*, 2, 1988, 1, 3-6.
172. Moharamzadeh, K., T. Hooshmand, A. Keshvad, R. van Noort. Fracture toughness of a ceramic–resin interface. *Dent Mater.*, 24, 2008, 2, 172–177.
173. Monticelli, F., M. Toledano, R. Osorio, M. Ferrari. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. *Dent Mater.*, 22, 2006, 11, 1024-1028.

174. Morris, J. B., F. A. Smith. Regional deposition and absorption of inhaled hydrogen fluoride in the rat. *Toxicol Appl Pharmacol.*, 62, 1982, 1, 81-89.
175. Nagai, T., Y. Kawamoto, Y. Kakehashi, H. Matsumura. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil.*, 32, 2005, 8, 598-605.
176. Nakajima, M., H. Sano, M. F. Burrow, J. Tagami, M. Yoshiyama, S. Ebisu, B. Ciucchi, C. M. Russell, D. H. Pashley. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res.* 1995 Oct;74(10):1679-88.
177. Nakamura, T., T. Ohyama, A. Imanishi, T. Nakamura, S. Ishigaki. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.*, 29, 2002 10, 951-955.
178. Nakamura, Y, S. Hojo, H. Sato. The effect of surface roughness on the Weibull distribution of porcelain strength. *Dent Mater J.*, 29, 2010, 1, 30-34.
179. Napankangas, R., A. Raustia. An 18-year retrospective analysis of treatment outcomes with metal-ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.*, 24, 2011, 4, 314-319.
180. Nguyen, L. T., W. J. Mohr 3rd, D. H. Ahrenholz, L. D. Solem. Treatment of hydrofluoric acid burn to the face by carotid artery infusion of calcium gluconate. *J Burn Care Rehabil.*, 25, 2004, 5, 421-424.
181. Nihei, T., S. Kurata, Y. Kondo, K. Umemoto, N. Yoshino, T. Teranaka. Enhanced hydrolytic stability of dental composites by use fluoroalkyltrimethoxysilanes. *J Dent Res.*, 81, 2002, 7, 482-486.
182. Nikolaus, F., M. Wolkewitz, P. Hahn. Bond strength of composite resin to glass ceramic after saliva contamination. *Clin Oral Investig.*, 17, 2013, 3, 751-755.

183. Ohata, U., H. Hara, H. Suzuki. 7 cases of hydrofluoric acid burn in which calcium gluconate was effective for relief of severe pain. *Contact Dermatitis.*, 52, 2005, 3, 133–137.
184. Ohlmann, B., P. Rammelsberg, M. Schmitter, S. Schwarz, O. Gabbert. All-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: preliminary results from a clinical study. *J Dent.*, 36, 2008, 9, 692-696.
185. Ohtani, M., N. Nishida, T. Chiba, H. Muto, N. Yoshioka. Pathological demonstration of rapid involvement into the subcutaneous tissue in a case of fatal hydrofluoric acid burns. *Forensic Sci Int.*, 167, 2007, 1, 49–52.
186. Oilo, G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. *Acta Odontol Scand.*, 46, 1988, 5, 313-322.
187. Oyagüe, R.C., F. Monticelli, M. Toledano, E. Osorio, M. Ferrari, R. Osorio. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater.*, 25, 2009, 3, 392-399.
188. Özcan, M., A. Allahbeickaraghi, M. Dündar. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Invest.*, 16, 2012, 1, 15–23.
189. Özcan, M., H. Alkumru, D. Gemalmaz. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont.*, 14, 2001, 4, 335–339.
190. Özcan, M., P. Pfeiffer, I. Nergiz. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int.*, 29, 1998, 11, 713-724.
191. Özcan, M., W. Niedermeier. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont.*, 15, 2002, 3, 299-302.

192. Ozer, F., F. K. Mante, G. Chiche, N. Saleh, T. Takeichi, M. B. Blatz. A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to-metal crowns in private practice. *Quintessence Int.*, 45, 2014, 1, 31-38.
193. Paffenbarger, G. C., W. T. Sweeney, R. L. Bowen. Bonding porcelain to acrylic resin denture bases. *J Am Dent Assoc.*, 74, 1967, 5, 1018–1023.
194. Palao, R., I. Monge, M. Ruiz, J. P. Barret. Chemical burns: pathophysiology and treatment. *Burns.*, 36, 2010, 3, 295-304.
195. Papacchini, F., S. Dall'Oca, N. Chieffi, C. Goracci, F. T. Sadek, B. I. Suh, F. R. Tay, M. Ferrari. Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *J Adhes Dent.*, 9, 2007, 1, 25-31.
196. Pattanaik, S., A. P. Wadkar. Effect of etchant variability on shear bond strength of all ceramic restorations - an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 11, 2011, 1, 55-62.
197. Pelaez, J., P. G. Cogolludo, B. Serrano, J. F. Serrano, M. J. Suarez. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont.*, 25, 2012, 5, 451-458.
198. Pelaez-Vargas, A., J. A. Dussan, L. F. Restrepo-Tamayo, C. Paucar, J. A. Ferreira, F. J. Monteiro. The effect of slurry preparation methods on biaxial flexural strength of dental porcelain. *J Prosthet Dent.*, 105, 2011, 5, 308-314.
199. Petridis, H. P., A. Zekeridou, M. Malliari, D. Tortopidis, P. Koidis. Survival of ceramic veneers made of different materials after a minimum follow-up period of five years: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Esthet Dent.*, 7, 2012, 2, 138-152.

200. Peumans, M, J. De Munck, S. Fieuws, P. Lambrechts, G. Vanherle, B. Van Meerbeek. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent.*, 6, 2004, 1, 65-76.
201. Pfeiffer, P., H. Schwickerath, M. C. Sommer. Tensile strength of dental porcelains. *ZWR.*, 100, 1991, 12, 938-942.
202. Pioch, T., H. Jakob, F. García-Godoy, H. Götz, C. E. Dörfer, H. J. Staehle. Surface characteristics of dentin experimentally exposed to hydrofluoric acid. *Eur J Oral Sci.*, 111, 2003, 4, 359-364.
203. Pollington, S., A. Fabianelli, R. van Noort. Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *Dent Mater.*, 26, 2010, 9, 864-872.
204. Pozzi, A., M. Tallarico, A. Barlattani. Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up. *J Oral Implantol.*, 2013 Nov 4. [Epub ahead of print]
205. Prata, R. A., V. P. de Oliveira, F. C. de Menezes, G. A. Borges, O. S. de Andrade, L. de Souza Gonçalves. Effect of 'Try-in' paste removal method on bond strength to lithium disilicate ceramic. *J Dent.*, 39, 2011, 12, 863-870.
206. Quaas, A. C., B. Yang, M. Kern. Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater.* 23, 2007, 4, 506-512.
207. Raghavan, R. N. Sintering of Ceramics - New Emerging Techniques. In *Tech.*, 2012, 203-222
208. Re, D., D. Augusti, G. Augusti, A. Giovannetti. Early bond strength to low-pressure sandblasted zirconia: evaluation of a self-adhesive cement. *Eur J Esthet Dent.*, 7, 2012, 2, 164-175.

209. Reddy, Y. G., R. Sharma, A. Singh, V. Agrawal, V. Agrawal, S. Chaturvedi. The Shear Bond Strengths of Metal and Ceramic Brackets: An in-Vitro Comparative Study. *J Clin Diagn Res.*, 7, 2013, 7, 1495-1497.
210. Reitemeier, B., K. Hänsel, C. Kastner, A. Weber, M. H. Walter. A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings. *J Prosthet Dent.*, 109, 2013, 3, 149-155.
211. Robbins, J. W. Intraoral repair of the fractured porcelain restoration. *Oper Dent.*, 23, 1998, 4, 203-207.
212. Rosen, M. R. From treating solution to filler surface and beyond: The life history of a silane coupling agent. *J Coatings Technol.*, 644, 1978, 50, 70–82.
213. Roulet, J. F. Is in vitro research in restorative dentistry useless? *J Adhes Dent.*, 14, 2012, 2, 103-104.
214. Roulet, J. F., K. J. Söderholm, J. Longmate. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res.*, 74, 1995, 1, 381-387.
215. Ryan, J. M., G. McCarthy, P. K. Plunkett. Regional intravenous infusion of calcium gluconate for hydrofluoric acid burns of the upper extremity. *Ann Emerg Med.*, 31, 1998, 4, 526-527.
216. Sailer, I., J. Gottnerb, S. Kanelb, C. H. Hammerle. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.*, 22, 2009, 6, 553-560.
217. Sakai, M., Y. Taira, T. Sawase. Silane primers rather than heat treatment contribute to adhesive bonding between tri-n-butylborane resin and a machinable leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater J.*, 30, 2011; 6, 854–860.

218. Saker, S., F. Ibrahim, M. Ozcan. Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram Zirconia to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent.*, 15, 2013, 4, 369-376.
219. Salazar Marocho, S. M., R. M. de Melo, L. G. Macedo, L. F. Valandro, M. A. Bottino. Strength of a feldspar ceramic according to the thickness and polymerization mode of the resin cement coating. *Dent Mater J.*, 30, 2011; 3, 323-329.
220. Salon, M. C. B., A. Bayle, M. Abdelmouleh, S. Boufi, M. N. Belgacem. Kinetics of hydrolysis and self-condensation reactions of silanes by NMR spectroscopy. *Colloid Surf A.*, 312, 2008, 2-3, 83-91.
221. Salz, U., T. Bock. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent.* 12, 2010, 5, 343-371.
222. Samuelsson, P., J. W. V. van Dijken. Microinvasive Tooth Preparation for Bonded Ceramic Restorations. *Am J Esthet Dent.*, 3, 2013, 2, 112–123.
223. Saraçoğlu, A., C. Cura, H.S. Cötert. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil.*, 31, 2004, 8, 790-797.
224. Saraçoğlu, A., M. Özcan, O. Kumbuloglu, M. Turkun. Adhesion of resin composite to hydrofluoric acid-exposed enamel and dentin in repair protocols. *Oper Dent.*, 36, 2011, 5, 545-553.
225. Schmitt, J., M. Goellner, U. Lohbauer, M. Wichmann, S. Reich. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont.*, 25, 2012, 6, 585-589.
226. Shen, C., W. Oh, J. R. Williams. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent.*, 91, 2004, 5, 453–458.
227. Shenoy, A., N. Shenoy. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent.*, 13, 2010, 4, 195-203.

228. Sheridan, R. L.; C. M. Ryan, W. C. Quinby, J. Blair, R. G. Tompkins. Emergency management of major hydrofluoric acid exposures. *Burns.*, 21, 1995, 1, 62-64
229. Shiau, J. Y., S. T. Rasmussen, A. E. Phelps, D. H. Enlow, G. R. Wolf. Analysis of the "shear" bond strength of pretreated aged composites used in some indirect bonding techniques. *J Dent Res.*, 72, 1993, 9, 1291-1297.
230. Shono, Y., M. Terashita, E. L. Pashley, P. D. Brewer, D. H. Pashley. Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dent Mater.*, 13, 1997, 5, 290-296.
231. Siewe, C. L., J. M. Barbe, L. Mathieu, J. Blomet, H. Hall. Hexafluorine decontamination of 70% hydrofluoric acid (HF) vapor facial exposure: Case report. *Journal of Chemical Health & Safety.*, 19, 2012, 1, 7-11.
232. Soderberg, K., P. Kuusinen, L. Mathieu, A.H. Hall. An improved method for emergent decontamination of ocular and dermal hydrofluoric acid splashes. *Vet Hum Toxicol.*, 46, 2004, 4, 216-218.
233. Solá-Ruiz, M. F., E. Lagos-Flores, J. L. Román-Rodríguez, J. del R. Highsmith, A. Fons-Font, M. Granell-Ruiz. Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: a 10-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 26, 2013, 2, 175-180.
234. Sorensen, J. A. Improved seating of ceramic inlays with a silicone fit-checking medium. *J Prosthet Dent.*, 65, 1991, 5, 646-649.
235. Sorrentino, R., L. Galasso, S. Tetè, G. De Simone, F. Zarone. Clinical evaluation of 209 all-ceramic single crowns cemented on natural and implant-supported abutments with different luting agents: a 6-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 14, 2012, 2, 184-197.
236. Spöler, F., M. Frentz, M. Först, H. Kurz, N. F. Schrage. Analysis of hydrofluoric acid penetration and decontamination of the eye by means of

- time-resolved optical coherence tomography. *Burns.*, 34, 2008, 4, 549-555.
237. Stangel, I., D. Nathanson, C. S. Hsu. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res.*, 66, 1987, 9, 1460-1465.
238. Stremski, E. S., G. A. Grande, L. J. Ling. Survival following hydrofluoric acid ingestion. *Ann Emerg Med.*, 21, 1992, 11, 1396-1399.
239. Svanborg, P., L. Långström, R. M. Lundh, G. Bjerkstig, A. Ortorp. A 5-year retrospective study of cobalt-chromium-based fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont.*, 26, 2013, 4, 343-349.
240. Swift, E. J. Jr, B. C. Cloe, D. B. Boyer. Effect of a silane coupling agent on composite repair strengths. *Am J Dent.*, 7, 1994, 4, 200-202.
241. Swift, E. J. Jr, B. D. LeValley, D. B. Boyer. Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater.*, 8, 1992, 6, 362-365.
242. Szep, S., C. Schmid, P. Weigl, L. Hahn, D. Heidemann. Effect of the silicone disclosing procedure on the shear bond strength of composite cements to ceramic restorations. *J Prosthet Dent.*, 89, 2003, 1, 60-65.
243. Takase, I.; K. Kono, A, Tamura, H, Nishio, T. Dote, K. Suzuki. Fatality due to acute fluoride poisoning in the workplace. *Leg. Med (Tokyo).*, 6, 2004, 3, 197-200.
244. Tanoue, N., T. Ogata, H. Koizumi, H. Matsumura. Repair of an anterior fixed partial denture with a resin-bonded overcasting and a dual functional metal priming agent: A clinical report. *Int Chin J Dent.*, 2006, 6, 17-20.
245. Taskonak, B., J. J. Mecholsky Jr, K. J. Anusavice. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.*, 26, 2005, 16, 3235–3241
246. Taylor, J. A. *History of Dentistry: A Practical Treatise for the Use of Dental Students and Practitioners.*, Lea &Febiger, 1922, 142-156.

247. Thompson, J. Y., M. M. Rapp, A. J. Parker. Microscopic and energy dispersive X-ray analysis of surface adaptation of dental cements to dental ceramic surfaces. *J Prosthet Dent.*, 79, 1998, 4, 378-383.
248. Ting L., S. Fegghi, S. J. Han, M. L. Rodriguez, N.J. Sniadecki. Effect of Silanization Film Thickness in Soft Lithography of Nanoscale Features. *J. Nanotechnol. Eng. Med.*, 4, 2011, 2, 5 p.
249. Tulunoglu, I. F., B. Beydemir. Resin shear bond strength to porcelain and a base metal alloy using two polymerization schemes. *J Prosthet Dent.*, 83, 2000, 2, 181-186.
250. Turp, V., D. Sen, B. Tuncelli, G. Goller, M. Ozcan. Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Aust Dent J.*, 58, 2013, 2, 183-191.
251. Tylka, D. F., G. P. Stewart. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent.*, 72, 1994, 2, 121-127.
252. Uçtaşı, S., Wilson, H. J. Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. *J Oral Rehabil.*, 23, 1996, 3, 170-174.
253. Umemoto, K., S. Kurata. Effects of mixed silane coupling agent on porcelain tooth material and various dental alloy. *Dent Mater J*, 14, 1995, 2, 135-142.
254. Upfal, M., C Doyle. Medical management of hydrofluoric acid exposure. *J Occup Med.*, 32, 1990, 8, 726-731.
255. Valenti, M., A. Valenti. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int.*, 40. 2009, 7, 573-579.
256. Van Noort, R. *Introduction to Dental Materials*, Mosby, 2007, 237-245.

257. Van Noort, R., S. Noroozi, I. C. Howard, G. Cardew. A critique of bond strength measurements. *J Dent.*, 17, 1989, 2, 61-67.
258. Van Ooij, W. J., D. Q. Zhu, G. Prasad, S. Jayaseelan, Y. Fu, N. Teredesai. Silane based chromate replacements for corrosion control, paint adhesion, and rubber bonding. *Surface Engineering.*, 16, 2000, 386-396.
259. Van Ooij, W. J., T. F. Child. Protecting metals with silane coupling agents. *Chemtech.*, 28, 1998, 2, 26-35.
260. Van Ooij, WJ, G. P. Sundararajan, Silane coatings for replacement of phosphate/chromate pretreatments of automotive metal sheets. *Journal of Corrosion Science and Engineering.*, 2, 2000, paper 14.
261. Vance, M. V., S. C. Curry, D. B. Kunkel, P. J. Ryan, S. B. Ruggeri. Digital hydrofluoric acid burns: treatment with intraarterial calcium infusion. *Ann Emerg Med.* 15, 1986, 8, 890-896.
262. Vance, M. V., S. C. Curry, D. B. Kunkel. Treatment of hydrofluoric acid burns. *Emer Med.*, 17, 1983, 1, 15-56.
263. Vinay, C. B., A. A. Meena. Zirconia-based fixed partial dentures: A clinical review, *Quintessence Int.*, 42, 2011, 2, 173-182.
264. Wagner, W. C., T. M. Chu. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent.*, 76, 1996, 2, 140-144.
265. Wahab, M. K., W. W. Bakar, A. Husein. Different surface preparation techniques of porcelain repaired with composite resin and fracture resistance. *J Conserv Dent.*, 14, 2011, 4, 387-390.
266. Walton, T. R. The up to 25-year survival and clinical performance of 2,340 high gold-based metal-ceramic single crowns. *Int J Prosthodont.*, 26, 2013, 2, 151-160.
267. Watanabe, I., N. Nakabayashi. Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. *J Dent.*, 22, 1994, 2, 67-72.

268. Wildgoose, D. G., A. Johnson, R. B. Winstanley. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.*, 91, 2004, 2, 136-143.
269. Wilson, K. S., K. Zhang, J. M. Antonucci. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials.*, 26, 2005, 25, 5095–5103.
270. Winchester, L. J. Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod.*, 13, 1991, 4, 293-305.
271. Wing, J. S., J. D. Brender, L. M. Sanderson, D. M. Perrotta, R. A. Beauchamp. Acute health effects in a community after a release of hydrofluoric acid. *Arch Environ Health.* 46, 1991, 3, 155-160.
272. Wolfart, S., S. Eschbach, S. Scherrer, M. Kern. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater.*, 25, 2009, 9, e63-e71.
273. Wu, H. F., D. W. Dwight, N. T. Huff. Effect of silane coupling agents in the interphase and performance of glass-fiber-reinforced polymer composites. *Comp Sci Technol.*, 57, 1997, 8, :975–983.
274. Xiaoping L., R. Dongfeng, N. Silikas. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic. *Dent Mater.* 30, 2014, 12, e330-6
275. Yamashita, M., M. Yamashita, M. Suzuki, H. Hirai, H. Kajigaya. Iontophoretic delivery of calcium for experimental hydrofluoric acid burns. *Crit Care Med.*, 29, 2001, 8, 1575-1578.
276. Yang, B., A. Barloi, M. Kern. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater.*, 26, 2010, 1, 44-50.

277. Yang, B., H. C. Lange-Jansen, M. Scharnberg, S. Wolfart, K. Ludwig, R. Adlung, M. Kern. Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater.*, 24, 2008, 4, 508-513.
278. Yang, B., S. Wolfart, M. Scharnberg, K. Ludwig, R. Adlung, M. Kern. Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J Dent Res.*, 86, 2007, 8, 749-753.
279. Yasuda, H., S. Honda, O. Yamamoto, M. Asahi. Therapeutic effect of topical calcium gluconate for hydrofluoric acid burn--time limit for the start of the treatment. *J UOEH.*, 21, 1999, 3, 209-216.
280. Yesilyurt, C, A. Kusgoz, M. Bayram, M. Ulker. Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: effect of surface treatments and bonding agents. *J Esthet Restor Dent.*, 21, 2009, 4, 251-260.
281. Yi, Y. J., J. R. Kelly. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dent Mater.*, 27, 2011, 12, 1252-1258.
282. Yilmaz , H., C. Aydin, B. E. Gul. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.*, 98, 2007, 2, 120-128.
283. Ying, S. U., Z.Yongheng, H. Wu, G. U. Zhenan. Study of reaction kinetics between silica glasses and hydrofluoric acid. *J Chin Ceram Soc.*, 32, 2004;:287–293.
284. Zhang, S., A. Kocjan, F. Lehmann, T. Kosmac, M. Kern. Influence of contamination on resin bond strength to nano-structured alumina-coated zirconia ceramic. *Eur J Oral Sci.*, 118, 2010, 4, 396-403.
285. Zhang X., K.S. Chen, R. Ghodssi, A.A. AyoÂn, S.M. Spearing. Residual stress and fracture in thick tetraethylorthosilicate (TEOS) and silane-based PECVD oxide films. *Sensors and Actuators A* 91 (2001) 373-380.

286. Zhang, X., Z. G. Chai, H. Wang, Y. J. Wang, J. H. Chen. Influence of different adherend materials and combinations on in vitro shear bond strength. Dent Mater J., 32, 2013, 4, 622-627.
287. http://multimedia.3m.com/mws/mediawebservlet?mwsId=SSSSSufSevTsZxtUmx_Box21evUqevTSevTSevTSeSSSSSS--&fn=rocatec_tp.pdf 21.06.2013
288. <http://www.adhesivesmag.com/articles/dipodal-silanes> 20.11.2012
289. https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-for-CERECinLab-10141,27568,29491.html?sprache_kuerzel=de 17.10.13 г.

XI. ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение 1

Анкета

Анкетата се провежда с цел подпомагане на научно изследване, касаещо материалите и начините на обработка на изцяло керамичните конструкции в кабинетите по дентална медицина. Целта е да се проучат използваните в практика материали и протоколи. Данните ще бъдат използвани за оценка на вече съществуващите и разработване на нови, по-ефективни методи за обработка на керамичната повърхност преди циментиране. **Анкетата е анонимна.** Моля, отбележете отговорите валидни за Вашата дентална практика.

1. Пол :

- Мъж
 Жена

2. Възраст :

- 24 – 30 години
 31 – 35 години
 36 – 40 години
 41 – 45 години
 46 – 50 години
 51 – 55 години
 56 – 60 години
 над 60 години

3. Какъв тип естетични конструкции изработвате най-често във Вашата практика?

- Металокерамични
 Метал-пластмасови
 Безметални (керамични)
 Композитни
 Метал-композитни

4. Изработвате ли безметални (керамични) конструкции – фасети, коронки, микропротези? /Ако отговорът е НЕ, моля преминете към въпрос 12/

- Да
 Не

5. Какъв тип безметални (керамични) конструкции изработвате най-често?

- Фасети
 Обвивни корони
 Микропротези (инлей, онлей)
 Частични корони

6. От какъв материал са изработени безметалните керамични конструкции ?

- Фелдшпатова керамика
- С увеличено левцитно съдържание
- Литиево дисиликатна керамика (IPS E.max)
- Алуминиева керамика (Procera)
- Циркониева керамика (Lava, IPS E.max)
- In Ceram (Vita)
- Други (моля, опишете)

7. Как обработвате вътрешната керамична повърхност на **силикатните** керамики /**фелдшпатова, стъклокерамика**/ преди циментиране ? /Моля, отбележете всички, валидни за Вас стъпки/

- Кислородна вода
- Спирт
- Флуороводородна /флуорводорода/ киселина
- Силан/керамичен праймер
- Дентинова свързваща система /бонд, дентинов адхезив/
- Rocatес система
- Silicoater система
- Амониев бифлуорид
- Фосфорна киселина
- Подкисилен фосфат флуорид
- Друго (моля, опишете)

8. Ако използвате ецващ агент с каква концентрация е и за колко време го прилагате?

- Концентрация%
- Време

Ако концентрацията и времето се различават при различните керамики, моля, опишете.....

9. Използваният от Вас силан/керамичен праймер е:

- Еднобутилков
- Двубутилков

10. За колко време нанасяте силана?

- 15 секунди
- 30 секунди
- 45 секунди
- Една минута
- Една минута и 30 секунди
- Повече от минута и 30 сек.(моля, конкретизирайте).....

11. След нанасяне на силана:

- Подсушавате с въздух
- Промивате с вода
- Прилагате топлина чрез горещ въздух
- Прилагате топлина чрез пещ
- Промивате с гореща вода
- Друго (моля, опишете)

12. Имали ли сте случаи на отчупена керамика от металокерамични или изцяло керамични конструкции ?

- Да
 Не

13. Правили ли сте **интраорални поправки** на отчупена керамика от **металокерамични конструкции** или такива изработени от **силкатни керамики** ?

- Да
 Не

14. Как обработвате **керамичната повърхност на останалата в устата част** преди нанасянето на композит ?/Моля, отбележете всички валидни за Вас стъпки/.

- Разграпяване с пилители
 Кислородна вода
 Спирт
 Флуороводородна /флуорводорода/ киселина
 Силан/керамичен праймер
 Дентинова свързваща система /бонд, дентинов адхезив/
 Rocatec система
 Silicoater система
 Амониев бифлуорид
 Фосфорна киселина
 Подкисилен фосфат флуорид
 Друго (моля, опишете)

Ако използвате ецващ агент или силан/керамичен праймер, моля, отговорете на въпроси от 8 до 11

15. Каква е средната издръжливост на направените по този начин поправки ?

- От един до три месеца
 От три до шест месеца
 От шест месеца до една година
 От една година до година и половина
 От година и половина до две години
 Над две години

16. Какви са според Вас недостатъците на използваните методи за обработка на керамика ?

- Използват се опасни за здравето на лекаря и пациента материали
 Многоетапен и сложен протокол на работа
 Скъпа апаратура и материали
 Недостатъчно ефективни са
 Друго (моля, опишете)

17. Как обработвате вътрешната керамична повърхност на керамики с високо кристално съдържание /алуминиева, циркониева керамика/ преди циментиране?

- Кислородна вода
- Спирт
- Флуороводородна /флуорводорода/ киселина
- Силан/керамичен праймер
- Rocatec
- Silicoater
- Без допълнителна обработка
- Друго (моля, опишете).....

18. От колко години изработвате изцяло керамични конструкции ?

-години

19. Имали ли сте случаи на отлепени **изцяло керамични корони** ?

- Да
- Не

20. Какъв цимент използвате за фиксиране на безметалните керамични конструкции , изработени от **силикатна керамика /фелдшпатова, стъклокерамика/**?

- Стъклено – йономерен
- Стъклено – йономерен, модифициран със смола
- Композитен светлинно полимеризиращ
- Композитен двойнополимеризиращ
- Самоадхезивен цимент

21. Какъв цимент използвате за фиксиране на безметалните керамични конструкции , изработени от керамики с високо кристално съдържание /**алуминиева, циркониева керамика**/?

- Стъклено – йономерен
- Стъклено – йономерен, модифициран със смола
- Композитен светлинно полимеризиращ
- Композитен двойнополимеризиращ
- Самоадхезивен цимент
- Фосфат цимент

22. Запознати ли сте с рисковете за здравето при употребата на флуороводородна киселина?

- Да
- Не

23. Запознати ли сте се с първичните медицински мерки, които трябва да предприемете при контакт на флуороводородната киселина с очите, лигавицата или кожата?

- Да
- Не

Благодарим Ви за отделеното време ! ☺

Изготвили анкетата: Доц. д-р Божидар Йорданов, д-р Спартак Янакиев

Приложение 2

Проект на ръкохватката по задача 3.

Detail Specifications				
No	Name	Production Machine / Technology	Material	Instruments
1	Hot Air Probe	Струговане	Полиацетал ТЕСАFORM АН РОМ, прът Ø20mm	Профилен нож No 2, за пластмаса, кобалтов. Свредла Ø4mm, Ø6mm - удължено
<h1>OVIRON LTD</h1>				
File Name		HOT-AIR-PROBE		
Contacts		Format	A4	Units mm
		Date	10-01-2015	Scale 1:1
		Revision	1	Sheet 1/1
		Third Angle Projection		
<p>OVIRON LTD, Bulgaria Tel. (+359) 52 500 085 Mob. (+359) 887 626 483 office@ovironelectronics.com</p>				

Приложение 3

Резултати от тестването за якост на опън на трите вида керамика.

Якост на опън на тестовите образци от Heraceram Press (в МПа)

Таблица 1

Група Номер на образца	НС	ННF	НС20	НС38	НР38	НС50	НС100	НС120	НС38Н
1	2,3	18,0	14,3	10,9	9,8	14,6	11,4	14,8	16,4
2	5,5	25,6	9,8	25,4	12,7	10,1	10,1	17,8	13,5
3	6,7	12,3	8,1	10,8	18,4	11,5	17,1	18,5	16,7
4	3,5	21,7	9,2	15,0	18,1	15,5	19,2	15,0	11,2
5	2,9	25,3	13,9	14,4	7,5	15,2	13,0	13,7	15,1
6	1,5	19,6	21,3	9,2	13,9	20,0	11,8	13,5	14,1
7	3,0	18,2	22,7	22,0	16,6	14,1	14,1	20,8	9,0
8	3,3	17,1	10,6	12,8	18,9	10,1	18,6	11,7	7,8
9	3,5	14,1	14,1	22,9	10,5	13,7	17,2	15,8	12,8

Якост на опън на тестовите образци от E.max Press (в МПа)

Таблица 2

Група Номер на образца	ЕС	ЕНF	ЕС20	ЕС38	ЕР38	ЕС50	ЕС100	ЕС120	ЕС38Н
1	7,5	17,9	16,2	12,2	21,1	9,8	16,0	23,1	8,9
2	3,5	19,7	15,8	16,5	16,7	7,4	9,5	20,5	13,4
3	7,6	17,2	14,6	12,7	16,8	14,0	12,1	16,3	11,7
4	5,2	9,5	18,0	4,8	10,6	14,3	15,2	24,6	9,4
5	4,7	6,2	13,2	8,1	19,6	10,3	9,1	14,7	16,9
6	3,7	24,9	13,6	4,5	10,6	8,2	5,2	11,8	16,1
7	6,3	31,4	13,0	18,9	9,7	8,6	8,8	15,7	13,7
8	3,1	13,4	13,4	19,1	19,1	12,9	8,5	19,6	8,8
9	5,2	16,1	14,3	13,0	24,0	10,4	12,9	17,8	11,9

Якост на опън на тестовите образци от EX-3 (в МПа)

Таблица 3

Група Номер на образца	EXC	EXHF	EXS20	EXS38	EXR38	EXS50	EXS100	EXS120	EXS38H
1	2,9	20,0	8,8	5,8	16,2	7,8	3,8	12,8	10,7
2	2,1	26,9	5,9	10,0	14,7	10,6	7,6	17,3	10,1
3	3,3	17,0	7,8	8,6	15,2	10,8	9,2	12,6	7,0
4	5,4	22,2	3,3	5,1	14,7	10,3	13,5	11,0	12,2
5	3,2	25,0	12,9	11,9	10,4	5,0	6,3	5,5	8,3
6	4,3	15,7	10,4	10,4	16,8	7,7	13,7	9,4	4,9
7	2,8	13,0	16,6	11,9	11,3	8,1	9,6	12,1	6,0
8	4,5	16,5	5,5	14,2	11,8	11,7	11,1	8,8	16,2
9	3,1	19,6	8,5	9,3	13,1	6,8	9,5	12,3	9,3

АВТОБИОГРАФИЯ



Д-р Спартак Янакиев е роден в град София през 1983 г. Завършва ПМГ „Васил Друмев“, гр. В. Търново през 2001 г. с отличен успех. Завършва обучението си по дентална медицина във ФДМ – София през 2008 г. От 2009 г. е асистент в специалност “Зъботехник“, МК „Й. Филаретова“, МУ-София. Придобива специалност „Протетична дентална медицина“ през 2016 г. Автор и съавтор е на 16 статии. Има множество участия в конгреси и научни форуми в България и чужбина. Член е на редакционната колегия на сп. „Здраве и Наука“. Акредитиран лектор на БЗС на тема „Керамични фрактури. Директни и индиректни методи за поправка“.