

МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – СОФИЯ
Катедра по протетична дентална медицина
Ръководител: проф. д-р Божидар Йорданов, доктор

Д-р Стефка Стефанова Казакова

КЛИНИЧНИ АСПЕКТИ НА ЕСТЕТИЧНА РЕСТАВРАЦИЯ
С МИНИМАЛНО ИНВАЗИВНИ АДХЕЗИВНИ
КЕРАМИЧНИ КОНСТРУКЦИИ

ДИСЕРТАЦИЯ

за присъждане на образователна и
научна степен „Доктор“

Научна специалност: 03.03.03.

НАУЧЕН РЪКОВОДИТЕЛ:
проф. д-р Юлия Емилова Каменова, доктор

София, 2018 год.

СЪДЪРЖАНИЕ

I. ВЪВЕДЕНИЕ.....	1
II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР.....	3
II.1. Исторически преглед.....	9
II.1.1. Видове препарации за фиксиране на порцеланови фасети.....	4
II.2. Препарационни техники.....	6
II.2.1. Методика за препариране с прехвърляне.....	8
II.2.2. Фасети с удължен палатинално препарационен дизайн.....	12
II.2.3. Методика за препариране без прехвърляне.....	14
II.2.4. Методика без изпиляване на фасети.....	15
II.3. Механизъм на задържане на фасети с емайлова зъбна повърхност.....	17
II.3.1. Механизъм на адхезивна връзка между композитен цимент и емайлова зъбна повърхност.....	17
II.3.1.1. Адхезивна връзка с твърди зъбни тъкани.....	17
II.3.1.2. Адхезивна връзка към емайл.....	19
II.3.2. Механизъм на лазерна аблация.....	20
II.3.2.1. Лазерни системи, подходящи за постигане на емайлова лазерна аблация.....	21
II.3.2.2. Лазерна аблация – основни характеристики... 	23
II.3.3. Методи за изследване на повърхностната на твърди тела.....	26
II.3.3.1. Компютърна 3D томография.....	26
II.3.3.2. Метод на сканираща електронна микроскопия – SEM.....	27

II.4. Композитни цименти за изцяло керамични реставрации.....	28
II.4.1. Композитни цименти, изискващи отделен свързващ агент.....	29
II.4.2. Двойнополимеризиращи композитни цименти....	29
II.4.3. Композитни цименти, съдържащи включен самоецващ свързващ агент.....	30
II.4.4. Свързващ механизъм на самоадхезивните цименти.....	33
II.4.5. Композитни цименти и С-фактор.....	34
II.4.6. Феномен на всмукване на вода при композитните цимент.....	35
II.4.7. Дебелина на слоя на композитните цименти.....	36
II.4.8. Механизъм кохезивна връзка.....	37
II.5. Критерии за клинична оценка на успеха от реставрацията.....	38
II.5.1. Кохезивна фрактура.....	40
II.5.2. Минимална кохезивна фрактура на керамичната фасета.....	41
II.5.3. Маргинално оцветяване.....	43
II.5.4. Маргинален интегритет.....	44
II.5.5. Разлепване.....	45
II.5.6. Ендодонтски усложнения.....	45
II.5.7. Вторичен кариес.....	46
II.5.8. Съответствие на цвета.....	46
II.6. Средна широчина и анатомични съответствия на централните резци на горна челюст.....	48
II.7. Анализ на литературния обзор.....	52
III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ.....	55

СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ.....	56
IV. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ.....	56
IV.1. МАТЕРИАЛ.....	56
IV.2. МЕТОДИ.....	63
IV.2.1. Микротестване на якост на опън на адхезивен цимент към емайлови образци.....	63
IV.2.2. СЕМ изследване на емайлови образци.....	73
IV.2.3. Компютърен 3D томографски анализ на вида на лазерна аблация на зъбния емайл.....	75
IV.2.4. Оценка по клинични критерии на минимално инвазивни адхезивно свързани керамични фасети.....	78
IV.2.5. Електронно измерване и сравнителен анализ на ширината на централните резци.....	89
V. РЕЗУЛТАТИ.....	93
V. 1. Резултати от лабораторно тестване на опън на адхезивен цимент към емайлови образци.....	93
V.2. Резултати от СЕМ изследване на емайлови образци, с третирана с различен режим на лазерна аблация и с различна концентрация на фосфорна киселина.....	108
V.3. Резултати от изследване с 3D компютърен томограф на зъби, обработени с различни режими на лазерна аблация... 	112
V.4. Резултати от оценка по клинични критерии на минимално инвазивни адхезивно свързани керамични фасети.....	118
V.5. Резултати от електронно измерване и сравнителен анализ на ширината на централните резци.....	122
VI. ОБСЪЖДАНЕ.....	123
VI.1. Обсъждане на резултатите от лабораторно тестване на опън на адхезивен цимент към емайлови зъбни образци....	123

VI.2. Обсъждане на резултатите от СЕМ изследване на емайлови образци, с третирана с различен режим на лазер на аблация и с различна концентрация на фосфорна киселина.....	131
VI.3. Обсъждане на резултатите от изследване с компютърен томограф на зъби, обработени с различни режими на лазерна аблация.....	133
VI.4. Обсъждане на резултатите от оценката по клинични критерии на минимално инвазивни адхезивно свързани керамични фасети.....	135
VI.5. Обсъждане на резултатите от електронно измерване и сравнителен анализ на ширината на централните резци...	138
VII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	141
VIII. ИЗВОДИ.....	144
IX. ПРИНОСИ.....	146
X. БИБЛИОГРАФИЯ.....	147
X. ПРИЛОЖЕНИЯ.....	180

ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ

ГЧ – горна челюст

ДЧ – долна челюст

МИКПК – минимално инвазивни керамични протезни конструкции

ПИП – препарация с инцизално прехвърляне

ПП – прозоречна препарация

ИПП – изцяло покриваща препарация

МДШ – медиодистална ширина на зъба

ТЗТ – твърди зъбни тъкани

ВПП – въздушно пясъчно разграпавяване

USPHS критерии – United States Public Health System критерии

ISO – International Organization for Standardization

ЛА – лазерна аблация

СЕМ – сканиращ електронен микроскоп

ПЛФ – порцеланови ламинирани фасети

Bis-GMA – бис фенол А глицидил метакрилат

TEGMA -- триетиленгликолдиметакрилат

ПК – протезни конструкции

МИАСКК – минимално инвазивни адхезивно свързани керамични конструкции

КФ – керамични фасети

I. ВЪВЕДЕНИЕ

Минимално инвазивните керамични протезни реставрации във фронталната област (керамични фасети) представляват консервативна алтернатива на обвивните коронки с цел подобряване на естетичния вид на фронталните зъби. През последните десетилетия намират широко приложение в естетичната дентална медицина. Съществува тенденция за налагане на безметалните конструкции в протетичната дентална медицина. Повишените естетични изисквания на пациентите поставят сериозни задачи пред клиницистите за лечение с много естетични, биологично поносими и дългосрочни конструкции.

Актуалността на проблема се определя от възможността да се проведе възможно най-малко инвазивно и безболезнено лечение с висок естетичен ефект. До този момент са познати няколко подхода. Няма достатъчно рандомизирани статистически клинични проучвания върху ефективността на неинвазивните и минимално инвазивни методи за естетична реставрация с керамични фасети. Не са представени достатъчно убедителни сравнителни анализи. Интересът към този вид лечение се дължи на факта, че използването на адхезивно свързаните керамични фасети води до значително по-малка редуция на твърди зъбни тъкани (ТЗТ) в сравнение с целите обвивни коронки. Тези реставрации изискват по-малко инвазивен или неинвазивен метод на препарация.

В продължение на дълъг период обвивните коронки са били предпочитани протезни конструкции (ПК), поради техните високи функционални и естетични показатели. Методът за изработване на естетични коронки е инвазивен и води до отнемане на ТЗТ. Поради тези недостатъци, целите обвивни

коронки не се предпочитат от пациентите, поради необходимостта от макроретенция и отстраняване на голямо количество здрави зъбни тъкани.

В съвременната дентална медицина основна тенденция е да се използват иновативни, микроинвазивни методи на лечение. Прогресивното развитие на денталното материалознание и широкото приложение на различни нови видове адхезивни композитни цименти създават предпоставка за изработване на керамични фасети, вместо обвивни коронки с висока степен на задържане и много добра функционална годност. По-предпочитани са консервативните възстановителни техники.

През последните години бяха направени задълбочени проучвания и клинично експериментални опити върху възможностите за адхезивно свързване между керамичните дентални материали и твърдите зъбни субстанции, които основно променят концепцията за естетично реставриране на неестетични зъби.

Прегледът на литературата, свързана с предварителното третиране емайлова зъбна повърхност за постигане на дългосрочна здрава адхезивна връзка със самоадхезивни композитни цименти показва, че има редица нерешени въпроси. Дискусионен е въпросът за необходимост от апроксимална редукия при несиметрични централни резци. Това ни дава основание да бъдат положени усилия за тяхното изясняване, което би подобрило минимално инвазивния лечебен процес.

II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

II.1. Исторически преглед

Естетичната реставрация на фронталните зъби винаги е била предизвикателство за лекарите по дентална медицина. През 30-те и 40-те години доктор Чарлз Пинкос използва тънки порцеланови фасети, за да подобри естетиката на зъбите на филмовите звезди (197). Те не са се различавали много от сегашните порцеланови фасети, с изключение, че не са ецвани с флуороводородна киселина при тяхното фиксиране към ТЗТ. Използван е адхезив за протези за задържането на фасетите и те са били използвани единствено за снимки и филми. Необходимо е било тяхното сваляне преди хранене.

През последните петдесет години се поставя основата на съвременните техники за фиксиране на фасети. Създаването на bis-GMA и композитните възстановителни материали осигурява иновативни възможности за коригиране на оцветен, фрактуриран зъб или зъб, разположен в малпозиция (59).

През средата на 70-те и ранните 80 години на миналия век композитните наслоени фасети еволюират. В началото композитната смола е добавяна директно върху вестибуларната повърхност на зъба и процедурата е била известна като „бондинг” (131). Ранните композитни фасети обикновено са изработвани без предварителна зъбна препарация. Били са свърхконтурирани, с монохроматични са предизвиквали гингивално възпаление (131).

На по-късен етап от развитието на проблема, започва употребата на предварително изработени фасети, които се свързват с ецвана зъбна структура. Конструирването на фасета (независимо от материала, от който се изработва), фиксирана за

ецвана зъбна структура, се нарича ламиниране (наслояване) според Faunce FR и Myerd DR (114).

Постепенно порцеланът се налага като предпочитан материал за изработване на фасети. Основните предимства на глазираният порцелан са непорьозност, устойчивост на абразия, естетична стабилност и биологична поносимост по отношение на маргиналният пародонт (62, 152, 153).

Представянето на киселинно-ецващата техника от Buonocore, MG и създаването на композитните смоли от Bowen, RL разширява възможностите за лечение на здрави зъби с неправилна форма, недостатъци в размера или неестетичен цвят (54, 59). Тези инициални открития, съчетани с последващия труд на много други изследователи, дават възможност за подобрене на вида на зъбите с порцеланови фасети. Техниката е предложена от Simonsen RG и Calamia JR през 1983 година (62, 63, 265). Те провеждат първоначални изследвания, за да докажат, че порцеланът, ецван с флуороводородна киселина, може да се свърже с композита, който от своя страна се свързва с ецвания емайл. Авторите предполагат, че тази връзка може да бъде значително подобрена като се използва силан. Описаните техники представляват база, която все още се използва при изработка на порцелановите фасети и тяхното адхезивно фиксиране към ецвания емайл. В следствие са проведени допълнителни изследвания, които потвърждават тези открития (153, 156, 216).

II.1.2. Видове препарации за фиксиране на порцеланови фасети

Първоначално порцелановите фасети са изработвани без препарация. Тяхната типична дебелина е била 0.5-0.7 mm.

Концепцията се е основавала на факта, че тези конструкции са избираеми и козметични, и неинвазивният подход е подходящ и предпочитан. Етичният подход за неотнемане на здрави зъбни тъкани е консервативен, но често резултатът е бил не толкова желан. Фасетите са изглеждали свръхконтурирани, а маргиналният пародонт – възпален (62, 63, 265). Порцеленовите фасети продължават да еволюират. Някои автори прилагат минимално инвазивен подход, за да се осигури естетична и биологична реставрация. Те са предпочели минимална препарация от 0.5 mm, за да се осигури пространство за поставяне на фасета с дебелина от 0.5-0.7 mm. Тази дебелина е необходима за адекватно маскиране на неестетичните участъци, промяна на цвета и осигуряване на стабилност на конструкцията според McClean JW и Quinn F (197, 238).

През следващите години, значителната зъбна редукция е представлявала основоно изискване при препарирането за керамични фасети. Най-предпочитана е дъговидната препарационна граница. Много автори препоръчват 1.5 - 2 mm инцизална редукция (176, 190, 191).

Прес-керамиките Empress* и OPC** намират широко приложение през средата на 90-те години, поради факта, че денталните лекари постигат голям успех в осигуряването на много добър естетичен резултат на техните пациенти (41, 192, 209, 221, 253, 267). Тази методика в началото е била много инвазивна и рискова за пациентите според Radz G (240). Ранните пресовани керамични конструкции са притежавали по-голяма дебелина в сравнение с фелдшпатовия порцелан – дебелина от 1 mm (208).

*Empress (Ivoclar Amherst, NY)

**OPC (Pentron ceramics, Somerset, NJ)

Тази по-агресивна редукция създава зъбна подготовка, която в голямата си част е разположена в дентина.

Установено е, че адхезивната връзка с дентина не е така силна и предвидима, както към емайла (102, 145, 199). Ето защо отлепването при тези фасети е било често усложнение след лечението. По-агресивното отнемане на ТЗТ е предизвикало разнообразни дискусии между лекари по дентална медицина и техните пациенти (19, 40, 74, 77, 99, 112, 130, 147, 148, 200). Тези полемки са наложили окончателно тенденцията за връщане на минималното препариране и за установяване на концепцията за липса на подготовка преди фиксиране на керамичните фасети (154, 162, 210, 255, 289).

Разбира се, тази нова парадигма поражда критични реакции. Така например, Magne P и сътр. (188) критикуват тенденцията за опростяване и липса на подготовка и ги определят като връщане в осемдесетте години на миналия век (227, 241).

Редица автори подкрепят правилото, че когато пациентът желае промяна в размера, формата и контура на зъба, клиницистът трябва да обърне детайлно внимание на препарационния дизайн, и видът му е от особено значение за успеха на лечението (79, 84, 136, 213, 228, 244, 294).

II.2. Препарационни техники

Адхезивните качества на съвременните композити и композитни цименти позволяват връзката зъб – фасета да бъде обект на значително оклузално налягане. От тази гледна точка, геометричните и механични параметри на зъбното препариране са от второстепенно значение. Методиката за препариране на ТЗТ за керамични фасети се характеризира с необходимостта от

минимална геометрия с цел поставяне и позициониране на фасетата по време на адхезивното циментиране. Необходима е и достатъчна, равномерна дебелина на керамиката с цел осигуряване на вътрешна механична резистентност на конструкцията.

Според Edelhoff D минимално инвазивното препариране, поставянето на временни конструкции и адхезивното свързване поставят по-високи изисквания към способностите на денталния лекар в сравнение с етапите, свързани с препариране, ажустиране, и циментиране на цели обвивни коронки (16, 26, 53, 73, 78, 107).

Препарационната техника за изпиляване за керамични фасети трябва да осигурява оптимална маргинална адаптация на окончателната реставрация (188, 214). Стандартната методика за препарация се състои в изпиляване на лека дъговидна граница в маргиналните и апроксимални зони, без наличие на вътрешни ъгли. Тази препарационна граница позволява максимално запазване на емайл и предпазва от микропросмукване (171, 254, 272). Изборът на препарационен дизайн предлага висока степен на възможност за модификация на реставрациите в зависимост от клиничната ситуация като позиция на зъба, степен на деструкция, оклузални съотношения, състояние на пародонта (106, 135, 186, 233, 260, 280). Това се отнася и за инцизалния дизайн, и за апроксималното изтегляне (260, 263).

Edelhoff D и Sorensen AJ (109) анализират какво количество ТЗТ се отнема при препариране за фасети и установяват, че между 25% и 30% от клиничната корона се отнема в зависимост от инцизалната редукция, и включването на апроксималните области. Според da Cunha LF профилът в

областта на маргиналната трета на клиничната коронка трябва да бъде по-тънък и по-естествен. Авторът препоръчва по-минимално инвазивна зъбна подготовка по отношение на ТЗТ (90).

За ламинираните фасети са описани три типа подготовка:

1. прозрачна
2. с прехвърляне
3. с удължено палатинално прехвърляне.

В литературата не съществува консенсус кой комплекс подготовка – конструкция е по-устойчив на фрактура. При клинични изследвания след 2.5 години не се наблюдава разлика между прозрачната подготовка и тази – с прехвърляне (199).

Bergoli CD и сътр. (48) установяват лабораторно, че препаративният дизайн (консервативен и с прехвърляне) не влияе върху стойностите на налягането, необходимо за предизвикване на фрактура.

II.2.1. Методика за препариране с прехвърляне на фасети

- При препариране за керамични фасети с прехвърляне, инцизалната редукция е до 1.5 mm.

- Друга специфична характеристика на този вид подготовка е, че маргиналната граница е дъговидна във всички сегменти. Всички граници завършват в емайла.

- Не се нарушава съществуващия апроксимален контакт между зъбите. С ортодонтски диамантени ленти се осигурява видимост за зъботехника в апроксималната област.

Отчетени са над 92% успех при възстановявания с фасети с прехвърляне за период от 1.5 до 7 години (85, 139, 232, 266). В мета-анализа на Carneiro da Costa устойчивостта на фрактура на

зъбите с такава подготовка, не се различава от тази на неизпилен зъб (65).

На фигура 1 е отразена геометричната форма на фасета с прехвърляне по Филчев А (15).



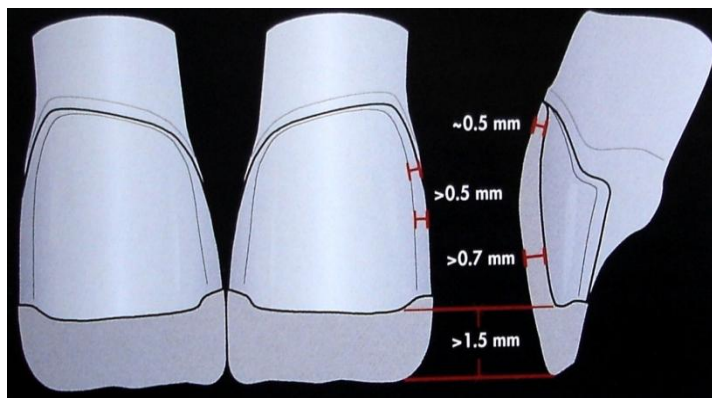
Фиг. 1. Геометричната форма на фасета с прехвърляне.

На фигура 2 е представена модифицирана геометрична форма на фасета с прехвърляне.



Фиг. 2. Графично изображение на модифицирана геометрична форма на фасета с прехвърляне.

На фигура 3 е представена дебелината на изпилените ТЗТ в различните участъци на централен резец според Magne P (185).



Фиг.3.Геометрична форма на препарирание на централен резец (по Magne P).

Зъбната подготовка по метода на Magne P (190) се препоръчва за постигане на дълготраен успех, осигуряване на максимална естетика, повишаване на резистентността на фрактура и поддържане на здравето на меките тъкани (61, 82, 105, 122, 125, 127). Инцизалното покритие допълнително подобрява механичната резистентност на фасетите (149, 185, 199).

Препарирането с палатинална дъговидна граница значително повишава устойчивостта на фрактура при натоварване, установено в лабораторни изследвания (260). Дъвкателното налягане се разпределя по цялата повърхност, а не само по режещия ръб (299).

Инцизалното покритие осигурява по-добро позициониране на фасетата по време на циментиране (184, 188). Според автора допълнително предимство е осигуряването на по-добра естетика в инцизалната област и най-голяма свобода при определяне на

позицията на режещия ръб (185). Увеличеното междуинцизално пространство дава възможност за по-добро характеризиране на инцизивния регион (89).

Препарационният дизайн с прехвърляне предава максимално дъвкателното налягане върху фасетите и повишава риска от кохезивна фрактура (158). Проведени са лабораторни изследвания и става ясно, че препарациите без инцизална редукция осигуряват по-голяма здравина (158).

Въз основа на лабораторни изследвания, при които се прилага динамично дъвкателно налягане, се установява, че препаратията с прехвърляне е по-добра по отношение на предаване на оклузалното налягане на по-широка зъбна повърхност, което намалява концентрацията на налягането в конструкцията (149). Потвърждава се, че този препарационен дизайн позволява равномерно предаване на дъвкателно налягане при функционално натоварване (149).

Други автори (124, 266) са описали дългосрочна функционална годност на фасети с препарационен дизайн с инцизално керамично покритие и обясняват този резултат с по-добрата адхезия и ретенционната повърхност на реставрацията.

Установено е, че инцизалното покритие, постигнато чрез препарационни методики подобрява механичната резистентност на фасетите (149). Като недостатък на този метод се посочва налагането на инцизална редукция на емайла, като методът не е достатъчно микроинвазивен. Meijering AC и сътр. представят клинични резултати, с които потвърждават, че не е необходимо да се препарира инцизалния ръб за инцизално покритие, за да осигури или подобри здравината на фасетите (199).

Лабораторно е установено, че устойчивостта на зъби с препаратия за фасети с прехвърляне до 2 mm е съпоставима с

тази, на непрепарирани зъби с фасети (22). Авторите са наблюдавали по-висок процент на неуспеваемост при реставрациите по този метод в случаите, когато прехвърлянето на инцизивния ръб достига 4,0 mm (22).

Керамичните фасети могат да се използват като консервативен подход за възстановяване на инцизалното водене, специално за изтрети мандибуларни фронтални зъби. Повишаването на инцизалната височина с до 2 mm не променя значително резистентността на фрактура на конструкцията или зъба (282).

II.2.2. Фасети с удължен палатинално препарационен дизайн

Методът за препариране за фасети с удължено палатинално прехвърляне се характеризира с отнемане на повече ТЗТ в сравнение с останалите методи за препариране. Съществуват редица съвременни проучвания върху дългосрочната функционална и естетична годност на тези фасети. На фигура 4 е представена препарация за фасета с удължено палатинално покритие по Филчев А (15).

- Препарационната граница във всички сектори е дъговидна.

- Практико-клиничните дискусии относно функционалната годност на керамичната фасета в областта на палатиналната граница потвърждават по-голямата честота на пукнатини и фрактури в тази зона.

Изследователи наблюдават по-голяма честота на пукнатини на керамиката в областта на палатиналната дъговидна граница (25, 139, 218, 186). Те изследват до каква степен причина за фрактурирането е съотношението на

дебелина на керамиката и слоя цимент (191). За да се избегне това усложнение Stappert SF и сътр. предлагат по-малко прехвърляне или хоризонтална граница, а Magne P и сътр. границата да не се намира в палатиналната вдлъбнатина (186, 279).

Edelhoff D установява експериментално, че минимално инвазивните препарации за фасети предлагат огромно преимущество пред конвенционалните препарации за обвивни корони (109). Дори и при препарации с удължено палатинално прехвърляне, се отнемат по-малко от половината ТЗТ в сравнение с препарацията за обвивна коронка.



Фиг.4. Графично изображение на фасета с удължено палатинално прехвърляне.

Zarone F и сътр. (298) изследват лабораторно фасети с различни препарации: с припокриване, прозоречна и без препарации установяват адхезивни и кохезивни фрактури, концентрирани основно в цервикалния регион. Статистическият анализ представя, че резистентността на фрактура се влияе от вида на зъба и от препарационния дизайн. За централните резци най-подходяща е препарацията с прехвърляне, докато за

канините – прозоречната. За латералните резци са подходящи и двете препарации.

II.2.3. Методика за препариране на фасети без прехвърляне

Основни характеристики на методиката:

- „Прозоречната” препарация за фасета се характеризира с минимална редуция на вестибуларната повърхност на зъба от 0.3 до 0.5 mm.

- Друга специфична характеристика на този вид препарация е, че маргиналната граница е дъговидна във всички сегменти.

- Не се нарушава съществуващият апроксимален контакт между зъбите. С ортодонтски диамантени ленти се осигурява видимост за зъботехника в апроксималната област.

На фигура 5 е представена геометричната форма на фасета без прехвърляне по Филчев А (15).



Фиг.5. Графично изображение на геометричната форма на „прозоречна фасета”.

Проведени са много клинико-практически дискусии относно ефективността на метода на „прозоречната“ препарация. Редица автори предпочитат „прозоречната препарация“ като най-здрава и консервативна (19, 140, 146, 158, 180). Други автори (299) приемат критично този метод, тъй като при тази препарация концентрацията на оклузалното налягане е близо до препарационната граница.

Прозоречната препарация, лимитирана до емайлова тъкан, е резистентна на аксиално налягане (80).

Garber DA установява, че в случаите, когато инцизалният ръб не трябва да бъде модифициран, „прозоречната“ препарация е препоръчителна (127).

Не е открита значителна разлика при тест за циклично натоварване между естествени зъби и различни минимално инвазивни адхезивно свързани керамични конструкции (МИАСКК) с различна препарация (46, 72, 269).

Не се установява разлика в маргиналната точност на фасети, изработени от прес керамика, независимо от зъбната препарация – спрехвърляне или прозоречна (268).

II.2.4. Методика без изпиляване за фасети

През последните години са създадени методи за изработване на керамични фасети с много малка дебелина, които позволяват изработка на фасети с дебелина от 0.3 mm. Някои автори (21, 24, 39, 67, 91, 163, 182, 211) изказват предпочитания към неинвазивните методи за изработка на керамични фасети без отнемане на ТЗТ. Основният аргумент е тенденцията за биологичен подход в лечението и липсата на инвазивност по отношение ТЗТ.

Най-важните характеристики на метода за фиксиране на керамични фасети без препарция са:

- Методът се характеризира с директна апликация на керамичната фасета, липса на редуция на емайла и без необходимост от поставяне на анестезия.

- Методът дава възможност за постигане на благоприятно маргинално отстояние. Karagozoglu I и сътр. установяват наличие на по-малко маргинално отстояние в сравнение с тези, изискващи минимална препарация (165).

- Чрез този метод се постига клинично приемлива адаптация на контактната повърхност.

- Изключително преимущество на метода е възможността запостигане на по-голямата здравина на адхезивната връзка на композитния цимент с емайла, отколкото с дентина (38).

Практико-клиничните дискусии върху ефективността на метода се развиват в следните направления:

1. Употреба на метода с цел инцизално удължаване с фасета.

2. Възможности за адаптация и правилно позициониране на фасетата спрямо ТЗТ.

Piwowarzczyk A и сътр. съобщават за клиничен случай, при който се налага инцизално удължаване с 3.5 mm на зъб, засегнат от анкилоза. За целта е изработена фасета без препариране (236).

Schmitter M и сътр. съобщават за трудности при използването на тези техники, като например фиксирането на фасетите в правилна позиция (261). Nosti J съобщава, че е почти невъзможно да се създаде перфектно преминаване между зъбната повърхност и фасетата (211). Според него, маргиналната област на фасетите без препариране не може да

бъде перфектно адаптирана, в резултат на което ще съществува отстояние на фасетата от зъба между 75 и 100µ. Авторът описва, че е почти невъзможно да се създаде перфектно преминаване между зъбните структури и фасетата.

II.3. Механизъм на задържанена фасети с емайлова зъбна повърхност

II.3.1. Механизъм на адхезивната връзка

Адхезията –като процес на трайно свързване с основни характеристики:

- Адхезията се определя като залепване между различни материали и тъкани.
- Тя е механизъм на свързване в две направления – като механична (микромеханична и макромеханична) и химична (йонна връзка и Ван дер Ваалсови сили) (1).

II.3.1.1.Адхезивна връзка с твърди зъбни тъкани

Основният механизъм на адхезията между ТЗТ и адхезивния свързващ агент се характеризира като процес на обмяна (198). Минералите от ТЗТ се заменят от композитни (смолисти) мономерни, които ефективно създават микромеханична връзка. Независимо от сходния механизъм, съставът на тези материали и методът, по който се прилагат, се различават. Изискването за опростен клиничен протокол и по-малко чувствителна техника на прилагане, вдъхнови производителите да създадат нови адхезиви (218, 286).

Самоецващите адхезиви могат да варират по отношение на тяхното ниво на киселинност. Според Saar M и сътр. те могат да

бъдат силни, средно силни, меки или ултра меки киселинно ецващи (249). Ето защо тяхното клинично представяне зависи много от продукта, който се използва.

Съвременните адхезивни системи предлагат широка гама от естетични възможности за лечение (50, 98). Твърдата и устойчива адхезивна система осигурява висока ретенция, подобрява маргиналната адаптация, предотвратява микропропускливостта и повишава устойчивостта на фрактура на възстановените зъби. Тя трябва да устои на свиването при полимеризация и на функцията на устната кухина – влажност и оклузално налягане (284, 286). Най-често цитираните в стоматологичната литература причини за неуспех са загубата на ретенция и нарушена маргинална адаптация (95). Адхезивното свързване е най-важния фактор за дългосрочен клиничен успех на керамичните реставрации. Повишава се резистентността на фрактура на керамичния материал чрез проникване в грапавините на вътрешната повърхност и редуциране на възможността за развитие на микрофрактури (288).

Различни фактори могат да повлияят на адхезията и на здравината на връзката: състава на композитния цимент (87), микроструктурата на адхезивния слой, свойствата на възстановителния материал (259), зъбната повърхност (216), вида на реставрацията (250), и множеството допълнителни фактори по време на работния процес (37,57, 250,259).

Най-разпространената класификация на адхезивните свързващи системи е основана на хронологията на тяхното представяне (170). Обикновено те се разделят на седем генерации. Тази класификация не се основава на научна основа и не дава обективен критерий за класифициране на адхезивите (284).

II.3.1.2. Адхезивна връзка към емайл

Основният механизъм на свързване на емайла с адхезив представлява основно процес на обмяна, който включва замяна на минерали от ТЗТ с мономери, включени микромеханично. Конвенционална процедура за подготовка на ТЗТ за адхезивна връзка, представлява ецване с фосфорна киселина. Ецващата киселинна техника се характеризира като процес на декалцификация на емайловата повърхност, при който емайлът е податлив на кариес (223). Според механизма на свързване и клиничната процедура, съвременните адхезивни системи могат да се подразделят на три основни групи – такива, които се нуждаят от ецване и измиване, самоецващи и стъкленоиномерни адхезиви (284, 286).

Основни предимства на самоецващите адхезивни системи са по-краткото време, необходимо за аплициране, елиминиране на отделните фази на ецване и измиване, като по този начин се избягва възможността от проникване на слюнка (285).

В зависимост от тяхната ецваща агресивност самоецващите адхезивни системи могат да бъдат разделени на „силни”, с рН до 1; „меки”, с рН – 2 и „междинни”, при които рН е в киселата област – 1.5 (275).

Проблем на „силните” самоецващи адхезивни системи на водна основа е хидролитичната нестабилност на метакрилатните мономери (284).

Известно е, че съставът на емайла е предимно неорганичен (86%) хидроксилапатит с 2% органично съдържание и 12 % вода. Емайлът представлява хомогенна структура (285).

При аплициране на „силни” самоецващи адхезивни системи, повърхността на емайла наподобява повърхност след

третиране с фосфорна киселина (286, 223). Те са предпочитани за свързване към емайловата повърхност (284).

„Меките” и „междинни” самоецващи адхезиви не могат да осигурят ецване на емайловата повърхност, което да гарантира дългосрочна липса на маргинална микропропускливост (142). DeMunk и сътр. (97) и Miyazaki M и сътр. (201) установяват, че силата на свързване на емайла с композити чрез самоецващи адхезивни системи е значително по-малка в сравнение с тази, постигната чрез предварително ецване с фосфорна киселина. При наблюдение със сканиращ електронен микроскоп (SEM) се забелязва наличието единствено на микроповлекла (286). Hannig M и сътр. съобщават за наличие на интер- и интракристалинна ретенция между емайла и композита при използване на самоецващ адхезив (142).

II.3.2. Механизъм на лазерната аблация

Развитието на лазерните технологии позволи тяхното използване в множество дентални процедури като операции на меки тъкани, отстраняване на кариес, избелване на зъби, обработка на коренови канали и препариране на ТЗТ с минимална болка и дискомфорт (276).

Един от методите, които намаляват риска от декалцификация, причинен от киселинното ецване и осигуряват добра здравина на адхезивната връзка, представлява препариране на емайловата повърхност чрез лазерно излъчване.

Особености на лазерната аблация (ЛА):

- Механизмът на ЛА се характеризира като микроинвазивен метод на излющване на зъбния емайл. Процедурата е напълно безболезнена за пациентите (8, 9, 10).

- ЛА се провежда при специфичен хидрокинетичен режим, който предпазва зъбната пулпа от хипертермия (9, 10).

- ЛА на емайла създава разграпавена повърхност – идеална за адхезивна композитен цимент (4, 5, 6, 7, 9, 10).

Фактори, определящи ефективността на ЛА:

- Абсорбционен коефициент, повърхностна рефлексивност на “мишената“, топлинен коефициент на тъканна абсорбция и разпределение на водата в тъканите.

- От особено значение са физичните параметри на лазерния лъч: дължина на вълната (λ), пулсова енергия, продължителност и форма на импулса, профил на лазерния лъч.

- Лазерната аблация може да бъде температурна, фотохимична и плазменомедирана.

Микроаблацията предизвиква изпаряване на вода и карбонизира зъбните органични компоненти, предизвиквайки микро експлозии, които от своя страна предизвикват деструкция на неорганичните субстанции (69, 262). В резултат на това, неравностите на микроскопската повърхност позволяват на адхезивната система да проникне, да осигури ретенция и следователно добри резултати при якост на опън (257).

II.3.2.1. Лазерни системи, подходящи за постигане на емайлова лазерна аблация

Най-предпочитани лазерни машини са лазерните апарати от групата на Er:YAG фамилията. Те са подходящи за постигане на хомогенна и ефективна лазерна аблация, защото дължината на вълната на тяхното инфрачервено лазерно излъчване в средния инфрачервен спектър на емисия предполага абсорбционна способност на лазерното лъчение във водата и

хидроксилапатита на емайла. Най-често използваните лазерни системи в Er:YAG фамилията са:

1) **Er: YAG** лазерен излъчвателс дължина на вълната $\lambda=2940$ nm със специфичен свободно скачащ режим на излъчване – free running emission mode.

2) **Er, Cr: YSGG** (Er, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet) лазер с дължина на вълната 2780 nm е ефективен при рязане на ТЗТ. Доказано е, че тази дължина на вълната дава възможност да се получи много фина аблация в зависимост от хидрокинетичния режим, който се прилага (9, 10).

През последните години се състояха много дискуссионни срещи и клинично-практични проувания върху употребата на Er:Cr/YSGG лазерните машини за постигане на максимално ефективна лазерна аблация, която по своята същност е температурна. Основна характеристика на температурната аблация при $\lambda=2780$ nm е, че тя разгражда биологичните материали. Тази дължина на вълната има много лесна абсорбция в ТЗТ, предизвиква голямо нагорещяване, има прецизна селективност и много мощен бактерициден ефект. В световната литература могат да се срещнат множество източници с различни трактовки по въпроса. Основните въпроси, които се дискутират са:

➤ Лазерните апарати от групата на Er:YAG имат много малка трансмисия. Основно тяхно свойство е абсорбцията, която поражда ефекта на аблация на емайла, при което се наблюдава матирана тебеширена емайлова повърхност (2).

➤ Основният метод за оценка на вида на постигната лазерна аблация е сканиращ електронен микроскоп (SEM) (142). Редица автори са използвали метода на SEM анализ на

емайлови повърхности след лазерна аблация (42, 49, 83). Други автори са установили, че лазерното облъчване води до високо ретензивна емайлова повърхност, благоприятна за постигане на здрава връзка с аплицирани композитни цименти (286).

➤ Лазерното облъчване води до високо ретензивна повърхност чрез кипене на водното съдържание на емайла и изпарението на водата, което води до фрактуриране на емайла (10).

➤ Много автори изказват ярки предпочитания към употребата на Er, Cr:YSGG с дължина на вълната $\lambda=2780\text{nm}$.

Причина за това е основният термичен ефект на лазерното излъчване – изпарение. Лазерният лъч, в емисия при горепосочената дължина на вълната, предизвиква силно кипене на водата в емайловите структури, в резултат на което се изпарява водното съдържание в емайловите призми и емайлт се фрактурира и разграпява. Крайният резултат от термичното вибрационно/акустично въздействие на лазерното инфрачервено излъчване е създаването на неравна емайлова повърхност. Тази повърхност осигурява механична ретенция и увеличава адхезията на композитния цимент към ТЗТ. Тази процедура замества техниката на киселинното ецване не само при микроскопските наблюдения, но и при макроскопските, и клинични наблюдения (31). В сравнение с киселинното ецване, лазерната аблация намалява времето за манипулация и може да бъде извършена при влажни условия, което прави тази манипулация технически по-малко чувствителна (27).

II.3.2.2. Лазерна аблация – основни характеристики

В световната литература са публикувани основните стандарти за работа с високоенергийни машини - Curriculum

guidelines for standart LASER education (9, 10). Съгласно тези световни стандарти лазерната аблация се изпълнява прецизно в зависимост от следните фактори: режим на работа, хидрокинетичен режим, метод на аплициране на лазерния лъч (неконтактен) и проводяща система на лазерния апарат. Лазерната аблация се изпълнява при ниска мощност и съответно отстояние от зъбната повърхност, като лазерният лъч се аплицира сканиращо върху емайловата повърхност (10).

Клиничните дискусии, относно приложението на Er:YAG фамилия се характеризират със спорове върху ефективността на лазерната аблация с Er:YAG лазери при различните дължини на вълната (6, 7, 10). Интерес представляват дискусиите върху лазерната аблация, постигната с Er, Cr:YSGG.

Използването на специфични (с определен диаметър и дължина) лазерни типове дава възможност на клинициста да контролира процеса на лазерна аблация върху емайловата повърхност, която трябва да бъде прецизно обработена. Клинико-практичните дискусии са динамични и различни автори предлагат различни режими на работа (278). Допълнително предимство на лазерното излъчване на Er,Cr:YSGG лазерни системи е, че лазерната аблация, която предизвикват стимулира одонтобластите и се образува вторичен дентин, като по този начин се повишава резистентността на третираните зъби към вторичен кариес. Допълнително предимство се отчита, че повърхността, която се наблюдава след лазерното излъчване изглежда по-резистентна към вторичен кариес. Докато киселинното ецване предизвиква деминерализация, лазерната аблация предизвиква фрактуриране (217). Механизмът на отнемане на тъкани чрез лазерната аблация е различен от този на киселинното ецване, което се

осъществява чрез деминерализация. Микроаблацията предизвиква изпаряване на вода и карбонизира зъбните органични компоненти, предизвиквайки микро експлозии, които от своя страна предизвикват деструкция на неорганичните субстанции (49, 262). В резултат на това неравностите на микроскопската повърхност позволяват на адхезивната система да проникне, да осигури ретенция и следователно добри резултати при якост на опън (257).

Според някои автори, третирането на емайловата повърхност с Er, Cr:YSGG лазери предизвиква по-голямо микропропускане (256) и по-ниски стойности на якост при тест на приплъзване (212).

Тези резултати не са в съгласие с други изследвания, които получават идентични стойности на якост на приплъзване, когато емайловите повърхности са препарирани с Er, Cr:YSGG лазери (42, 44, 52). Тези несъответствия могат да бъдат обяснени с различната енергия на лазера и различните качества на адхезивните системи, които са използвани в проучването (42, 64).

Някои автори съобщават за постигане на ефективна и здрава адхезивна връзка след предварително третиране на емайловата повърхност с Er, Cr:YSGG лазер, преди процедура по адхезивно свързване (27, 66, 212,281).

De Moor RJ, Delme KI дискутират най-добрите възможности за постигане на най-добра повърхност за адхезивно свързване чрез Er:YAG лазерни системи (94).

Usumez и сътр. не установяват статистически значима разлика при резултатите от тест на якост на опън на адхезивно свързана емайлова зъбна повърхност, предварително третирана с лазерна аблация и фосфорна киселина, и композитен цимент

(278). Техните изводи се потвърждават и от Sawan MN и сътр., които не установяват сигнификантна разлика при лазерно излъчване от 2,5 W и киселинно ецване върху вестибуларна емайлова повърхност (258).

Ozer T и сътр. установяват, че 1.5 W лазерно излъчване с Er,Cr:YSGG лазерна система осигурява достатъчно ецване на емайловата повърхност, за разлика от 0.75W (217). Като допълнителни предимства отчитат възможност за работа във влажна среда и необходимостта от по-малко време за изпълнение на лазерната аблация.

Специален интерес в световната литература се отдава на оценката на якост на опън след лазерноецване с Er,Cr:YSGG лазер и адхезивно свързване на емайла с композитни материали (92, 103). Някои от изследователите съобщават по-ниски стойности на якост на опън или якост на приплъзване в емайла, (96, 104), докато други не установяват разлика в резултатите (203, 222, 290). Тези противоречиви резултати се дължат до голяма степен на различията в параметрите, методиките и на приложените адхезивни системи (205, 235). Съществуват и противоречиви схващания относно необходимостта от допълнително киселинно ецване на твърдите зъбни тъкани, облъчени с Er, Cr:YSGG лазер (27, 76).

II.3.3. Методи за изследване на повърхностната топография на твърди тела

II.3.3.1. Компютърна 3D томография

Компютърната 3D томография се характеризира като недеструктивен метод, който осигурява висока точност при изследване на вътрешни и външни параметри на изследвания

обект. Той осигурява допълнителни наблюдения за плътността на материала и на неговата микроструктура. Приложението на този метод осигурява ефективно придобиване на информация относно вътрешната характеристика на изследвания обект. Рентгеновият компютърен томограф притежава висока резолюция на образите с минимална разделителна способност от 3 микрона. Получените резултати се представят в 3D обем, който се състои от серии от последователни 2D рентгенови изображения (14), които се снимат, докато обектът се ротира на 360°. След сканиране, тези образи се реконструират от софтуера на компютърния томограф, за да се генерира 3D обемно измерение на сканирания обект. Също така реконструирания обем съдържа цялата информация за микроструктурата на повърхностите и на вътрешността. Възможно е наблюдение чрез софтуера на компютърния томограф на всяка една повърхност (238).

Измерванията с 3D компютърна томография дава възможност за висока резолюция на повърхностните измервания. Световната литература предоставя богата информация за изследвания, които доказват, че компютърната томография е способна да долови топографска информация, получена от оптични методи.

II.3.3.2. Метод на сканираща електронна микроскопия – СЕМ

Методът на сканираща електронна микроскопия (СЕМ) се характеризира със сканирането на обекти посредством електронен микроскоп с различни степени на увеличение, което се осъществява с помощта на електромагнитни пластинки,

отклоняващи електронния лъч във взаимно перпендикулярни посоки (142).

Сканиращият електронен микроскоп (SEM) представлява вид електронен микроскоп, който се използва за изучаване на повърхности. Той продуцира образи на изследваната повърхност чрез фокусиране на сноп от електрони. С цел да се получат качествени образи е необходимо да се отразят максимално количество електрони. Това налага покритие на обекта с тънък слой въглерод (под формата на графит) или благороден метал (злато или платина). SEM работи с напрежение от 30 – 40 kV (4, 5). Полученото увеличение със SEM е от 10000 до 500000 пъти. SEM може да постигне резолюция от 1 nm (142, 286).

II. 4. Композитни цименти за изцяло керамични реставрации

Денталните композитни цименти са създадени с цел да задържат реставрациите в стабилна и предполагаема дългосрочна позиция в устната среда. Ретенционните механизми са химични, механични (фрикция) и микромеханични (хибридни структури), но те винаги са в комбинация от два или три механизма, в зависимост от вида цимент и от субстрата, към който се свързва. Основно клинично изискване към композитните цименти е да притежават резистентност на разтваряне от слюнката в устната кухина, силна връзка чрез механично заключване и адхезия, висока стойност на якост на опън, добри манипулационни качества. Адхезивното циментиране, типично за композитните цименти се характеризира с висока ретентивност, устойчивост на фрактуриране и минимални възможности за

микропропускливост (34, 50, 56, 75, 108, 118, 169, 232). Желателна е опростена процедура с дългосрочно устойчиво представяне (251). В протетичната дентална медицина за целите на естетичното протезиране с керамични фасети се използват няколко вида композитни цименти, които се различават по белега – свързващ агент.

II.4.1. Композитни цименти, изискващи отделен свързващ агент

Конвенционалните композитни цименти изискват допълнителен свързващ агент – адхезив с предварително ецване с фосфорна киселина или самоецващ адхезив (86). Композицията им обикновено представлява смес от диметакрилатни мономерни, неорганични пълнители и инициатор. Силикати или олигомери могат да бъдат добавени за осигуряване на оптимални манипулационни качества.

Конвенционалните композитни цименти могат да бъдат изцяло светлинно полимеризирани. Клиничните преимущества са удължено време на работа и повишена стабилност на цвета. Могат да се използват само когато дебелината на реставрацията не оказва влияние на полимеризиращата светлина да полимеризира цимента (68).

II.4.2. Двойнополимеризиращи композитни цименти

Двойнополимеризиращите композитни цименти са показани в случаите, при които характеристиката на материала може да намали необходимата енергия на светлината (206). Интензитетът на светлината, достигаща цимента може да бъде достатъчен, за да стартира светлинно-активирания

полимеризационен процес, но самополимеризиращият катализатор е необходим, за да осигури максимална полимеризация. Една от двете пасти съдържа редуцирани амини и фотоинициатор. Другата паста съдържа пероксид, обикновено бензоиден пероксид. През ранния период на употреба на тези цименти е установено, че автополимеризацията самостоятелно не е достатъчна за постигане на максималната твърдост на цимента. Публикациите през последните години поддържат тезата, че кинетиката на втвърдяване на двойнополимеризиращите цименти е по-сложна (33, 229). Поддържа се тезата, че механизмите на фото- и самополимеризиращите активатори могат да взаимодействат и да ограничат постигането на максималните механични качества на цимента (216).

Двойно полимеризиращите композитни цименти не се препоръчват за фиксиране на тънки фасети. Те съдържат териарни амини и променят цвета си от 3 до 5 години след циментиране (100).

II.4.3. Композитни цименти, съдържащи включен самоецващ свързващ агент

Ferracane JL и сътр. определят този клас материали като полимерни материали, създадени да се свържат с ТЗТ без необходимостта от отделен адхезив или ецващ агент (116, 159).

Със самоадхезивните композитни цименти се опростява процедурата по залепване на керамични фасети (18, 97, 219). Тяхната апликацията не изисква повече клинични процедури, притежава опростена технология и са избегнати рисковете от манипулационни грешки да компрометират свързващата ефективност. Ето защо според Burke FJ и сътр. тези цименти

намират широко приложение сред клиницистите (60). Растящата популярност на тези цименти е свързана с леснотата на тяхната употреба, толерантност към влажна среда и липса на постоперативна чувствителност (251).

Адхезивните качества на тези цименти се дължат на наличието на киселинни мономери в състава им, предимно (мет)акрилатни мономери с карбоксилни или фосфорни киселинни групи, които деминерализират зъбната повърхност. Тези киселинни групи се свързват с калция в хидроксилапатита от деминерализирания замърсен слой на дентина или емайла като създават връзка чрез йонизираните фосфорни киселинни метакрилати с композитната мрежа (23). Адхезивният механизъм на тези материали не се определя като хибриден слой и формиране на повлекла. Само частично замърсеният слой и деминерализацията на емайла или инфилтрацията на емайла могат да бъдат наблюдавани, което е по-близо до механизма на адхезия на стъклено-йономерните цименти, отколкото при конвенционалните композитни цименти (204).

Два различни механизма на втвърдяване се осъществяват едновременно: от една страна полимеризация на свободните метакрилатни радикали, които се инициират от фотоинициатори или от киселинно инициирани редокс системи, от друга страна реакции на база киселина – основа с йонни напречни връзки между киселинните групи на киселинните мономери и йоните на киселинно разтворимите стъклени пълнители или минерализираните ТЗТ. Този механизъм е отговорен за киселинното неутрализиране на втвърдения материал (116, 220).

Концентрацията на киселинни мономери играе съществена роля в процеса на втвърдяване: тя трябва да бъде достатъчно висока, за да гарантира необходимата деминерализация

засвързването към дентина и емайла, и също така трябва да бъде ниска колкото е възможно, за да се избегне прекомерната хидрофилност във втвърдения композитен цимент.

Ferracane JL и сътр. съобщават, че хидрофилният характер в резултат на ниски стойности на рН във втвърдения материал може да компрометира механичната стабилност чрез прекомерно всмукване на вода (116).

Според Zorzin Z и сътр. така нареченият идеален самоадхезивен композитен цимент трябва да бъде високо киселинен и хидрофилен в началото на реакцията с цел да се постигне деминерализация за адхезия и адаптация към зъбната повърхност, и да се превърне в изцяло рН неутрален, и хидрофобен след втвърдяването (201).

Основната характеристика на процеса е образуването на микромеханична ретенция. Според производители на композитни цименти се постига и химична адхезия към хидроксилapatита, която е доказана само за стъклоиономерните цименти. Полимеризацията на композитните цименти се характеризира с двойнополимеризираща концепция.

Много автори са направили клинични изпитания на композитни цименти по отношение на здравината на тези цименти, сравнени с композитни цименти, които не съдържат такава съставка (58, 169). Резултатите са показали, че самоадхезивните цименти не се свързват здраво с емайла и не са подходящи за залепване на фасети (202, 239). През последните години някои автори са провели клинични изпитания и съобщават за успех (18, 28).

Много клиницисти съобщават за успех с тези самоецващи композитни цименти, но са необходими по-дългосрочни

наблюдения за тяхното клинично представяне. Те препоръчват употребата на самоецващи композитни цименти в случаите, в които се изисква повишена здравина от цимента.

II.4.4. Свързващ механизъм на самоадхезивните композитни цименти

Адхезивното свързване се характеризира с еднакво ефективна връзка към емайла, независимо от различните като състав структури. Известно е, че съставът на емайла е предимно неорганичен (86%) и включва хидроксилапатит с 2% органично съдържание и 12% вода (275). Киселинността на самоадхезивните композитни цименти е достатъчно висока, за да предизвика хибридизация на зъбната структура. Докато е още флуиден, киселинните групи на мономера разтварят замърсения слой, което позволява проникването на цимента. По този начин се осигурява добър хибриден слой и добра адхезия. Очаква се микромеханична ретенция и химично взаимодействие между киселинните групи и хидроксилапатита.

Gert HU и сътр. съобщават, че самоадхезивните цименти осъществяват химична връзка между калциевите йони, отделени от хидроксилапатита (128).

Abo-Namar SE и сътр. установяват, че самоадхезивните композитни цименти не са най-добра възможна алтернатива за циментиране на фасети при наличие на значителна емайлова повърхност (18). Това означава, че е необходима предварителна обработка на емайловата повърхност.

Nikita K и сътр. установяват, че предварителното ецване с фосфорна киселина на емайла преди апликацията на самоадхезивен композитен цимент, може да доведе до здравина на връзката, сравнима с конвенционалните композитни цименти

(150). Това се доказва от работата на някои автори, които подчертано предпочитат самоадхезивните цименти за постоянно фиксиране на керамичните реставрации (23, 97). Самоадхезивните цименти осигуряват еднакво ефективна връзка, сравнени с повечето конвенционални композитни цименти (120, 137, 239).

II.4.5. Композитни цименти и C-фактор

C-факторът представлява съотношението на всички свързани към всички свободни стени при полимеризиране на композитния цимент. Установен е от Bowen R. през 1967 година и е експериментално доказан от Feilzer A (54, 110, 115). C-факторът е критерий за прогнозиране на напрежението след свиване (13). Този фактор е показател за напрежението между двете повърхности, които се свързват с композитния цимент: фасета и емайл.

Независимо от непрекъснатите подобрения на механичните качества на композитните цименти, обемното свиване и последващото напрежение от свиване, възникващо по време на реакцията на полимеризация, все още не може да бъде преодоляно. Напрежението от свиване, трансферирано към зъба, може да доведе до микрофрактури в емайла, докато напрежението в зоната зъб – композитен цимент може да доведе до адхезивен неуспех, водещ до повишена чувствителност, микропропускане, оцветена маргинална повърхност и вторичен кариес (28, 113, 177, 225).

Трябва да се отбележи, че нивата на напрежение, които са отчетени лабораторно, са повлияни от деформация на компонентите на системата, които са обект на сили на

композитното свиване. Тези деформации обикновено се определят като съгласуваност на системата (81).

Напрежението по време на свиване на композитите е свързано със съвместимостта на системата. Обикновено високо съгласуваните системи водят до по-ниски нива на напрежение (81, 296).

В световната литература се съобщава, че композитните материали са ограничени от адхезивно свързани повърхности по време на полимеризацията, съгласуваността със зъбната структура може частично да облекчи развитието на напрежение чрез зъбна деформация (246).

Известно е, че променливата, наречена конфигурационен фактор или С-факторът на емайловата препазация, се използва за описание на това ограничение. С-факторът се определя като съотношение на свързана повърхност към несвързана повърхност на реставрацията и се смята за един от критичните фактори при развитие на напрежение от свиване при композитните възстановявания.

II.4.6. Феномен на всмукване на вода при композитните цименти

Основен недостатък на композитните цименти е всмукване на вода във влажна среда. Когато изцяло керамичната конструкция е циментирана към ТЗТ, комплексът керамика – цимент – адхезив – зъб ще бъде обект на влажна среда в устната кухина. Композитните цименти не само трябва да имат ниска разтворимост, но също така минимално всмукване на вода по естетични и функционални причини. Феноменът на всмукване на вода се отразява върху качествата на композитните цименти след продължителен функционален период на годност.

Всмукването на вода ограничава силата на огъване на композитите, както и повишава модула на еластичност и може да бъде критичен елемент при по-дебели участъци от композитен цимент (193).

В световната литература могат да се срещнат много доказателства върху ролята на абсорбираната вода като пластификатор за цимента. Предполага се, че се създават кухини под фасетите, което повишава риска от фрактуриране под действие на дъвкателните сили. Основно изискване за постигане на здравина на връзката между цимент и емайл от една страна, и композитен цимент, и керамична фасета от друга страна, е да се аплицира възможно най-тънък слой цимент, за да се минимализират последствията от феномена на всмукване на вода от композитните цименти. Процесът на водна сорбция може да доведе до хигроскопична експанзия на цимента, като последствията в дългосрочен план за твърдостта на цимента и на конструкцията остават неясни (193).

Vrochari AD и сътр. са проучвали всмукването на вода и разтворимостта на няколко цимента (291). Авторите са изследвали материали със сходни полимеризационни механизми, които се представят различно при тяхното взаимодействие с вода. Те са стигнали до заключението, че трябва да се осигури максимална полимеризация на композитния цимент, за да се минимализира всмукването на вода и да се ограничи разтворимостта на цимента.

II.4.7. Дебелина на слоя на композитните цименти

Magne P и сътр. установяват лабораторно, че по-дебел слой керамика, комбинирана с минимална дебелина на композитния цимент, е най-благоприятна комбинация за

предотвратяване на пукнатини (186). Също така са установили, че стъклокерамиката с наличие на дебел слой композитен цимент е по-неустойчива след изкуствено стареене във водна среда. Дебелият слой цимент е свързан с намаляване на силата на връзката на керамичните системи с ТЗТ (71).

II.4.8. Механизъм на кохезивната връзка

Кохезията представлява действие или качество на молекулите, които са свързани заедно и са взаимно привличащи се. Терминът кохезия е генерализиран като представящ силите на обединено взаимодействие на един материал.

Нарушения на кохезивната връзка могат да причинят фрактуриране на керамичните фасети. Този факт предполага извършване на различни видове лабораторни тестове, при които особено внимание се обръща на здравината на адхезивната връзка.

➤ Видове лабораторни тестове за установяване на здравина на адхезивна връзка към ТЗТ по Scherrer SS (259):

- Макротест на якост на опън
- Микротест на якост на опън
- Тест на приплъзване
- Микротест за приплъзване

Известно е, че основните фактори, които влияят на здравината на връзката след циментиране при лабораторни условия са: влажната среда в устната кухина, температурните промени и влияние на оклузалното налягане (95, 97). Когато се изработват лабораторни изпитания, основно изискване е образците да се съхраняват във влажна среда – във вода, физиологичен разтвор или изкуствена слюнка (151, 245). Следващо изискване е да се измерват температурните разлики

по време на термоциклиране. Посочените по-горе четири теста изискват оценка на механичният стрес по време на лабораторните изпитания (55, 157, 259).

Някои автори са сравнили резултатите след провеждане на два теста: сравнение на микротест на якост на опън и якост на триене (111). В резултат на това сравнение е установено, че качествата на денталните адхезиви се проявяват различно при всеки проведен тест. Това е причината авторите да препоръчат микротеста за якост на опън като по-точен (111). При микро теста на якост на опън се прилага изцяло сила на опъване на много малък участък от свързаната повърхност между зъбната тъкан и на адхезивния материал, който представлява обект на интерес. Поради малката площ, върху която се прилага силата на опън, се смята, че тя е еднаква във всички участъци.

II. 5. Критерии за клинична оценка на успеха от реставрацията

Денталните материали, включително композитните цименти и керамичните фасети, влизат във взаимодействие с ТЗТ и заобикалящата среда. Съгласно теорията на Каменова Ю, (10) могат да се наблюдават следните периоди на функционална годност на даден материал: **начален (инертен период)**, през който практически няма взаимодействие. Следващият период е по-продължителен и се характеризира с начална солватация, която на практика представлява равновесно разтваряне. През този период няма условия за вредно въздействие на заобикалящите структури. Този период се нарича **граница на физиологичен толеранс**. До и около този период няма опасност от фрактуриране на фасетите, защото процесите на разтваряне и възстановяване на структурата на материалите са равновесни.

Под въздействие на външни и вътрешни фактори настъпва период, през който процесите на солватация и рекристализация започват да протичат неравномерно и разтварянето на материалите се ускорява. Вероятността за деструкция или фрактуриране става много голяма и затова той се нарича **критично реакционно време на престой** (около 5-8 години). Разтварянето като процес може да бъде причина не само за нарушена здравина, но и естетика (9, 10).

Според Anusavice KJ всички естетични възстановявания с керамични фасети трябва да отговарят на очакванията на пациента и на лекаря по дентална медицина (30). Неуспехът може да бъде определен като всяка причина, която води до смяна на конструкцията (207).

Някои от клиничните проучвания са проведени върху пресована керамика за изработка на фасети и препарация, която е ограничена в емайла (60, 61, 102, 125, 166, 172, 176, 231).

Някои изследователи (242) са провели клинично-практично изследване върху здравината на фасети от прескерамика с екстензивен препарационен дизайн в периода критично реакционно време на престой (три години след поставянето им). Тези автори са отчетели висок процент на успеваемост 95%, като при 92.8% от конструкциите не са се нуждаели от реставриране. В пет от случаите са проведени три рециментираня и две ендодонтски лечения. Според изследването успеваемостта е съпоставима за горна и долна челюст (167, 242).

Gresnigt M и сътр. след четиридесет месечен период (граница на физиологичен толеранс) установяват, че 94.6% от керамичните фасети функционално и естетично отговарят на зададените критерии (133). По време на изследването са отчетени: фрактури n=3; минимални фрактури n=1;

отлепването = 1. Въпреки че изискване е да бъдат сменени съществуващите obturации през периода на граница на физиологичен толеранс, не е установява статистически значима разлика при наличието на съществуваща композитна obturация под керамичната фасета (134).

Gurel G и сътр. (141) съобщават за успеваемост от 86% за 12 годишен период на функция.

D'Arcangelo C и сътр. отчитат 97.5% успешни естетични възстановявания с керамични фасети за седем годишен период на наблюдение (87). Авторите установяват 2.5% нарушена маргинална адаптация и 4.2% маргинално оцветяване (87).

II.5.1. Кохезивна фрактура

Фрактурите представляват най-често срещаната причина за клиничен неуспех при керамичните фасетни реставрации (121, 231, 139). Честотата на клиничните неприемливи фрактури са следните: Magne P и сътр. (190) - 0%; Peumans M и сътр. (231) – 2%; Dumfahrt и Shaffer (102) – 3%; Guess и Stappert (139) – 2.3%, Guess PC и сътр. (138) след десетгодишни наблюдения установяват 3,4%.

Guess PC и Stappert CF са документирали една неприемлива клинично фрактура на керамични фасети (КФ) с прехвърляне, фиксирана на максиларен кучешки зъб (139). Авторите посочват силните оклузални контакти на фасетата при странична оклузия и наличие на канинова защита като основна причина за фрактурирането. Според тях фрактурата е кохезивна и адхезивна, при която фрактурираният керамичен фрагмент се е отлепил напълно от зъбната повърхност. Сходни фрактури от 2.2% при дългосрочни проучвания за период от 12 години, са описани от Fradeani M (121).

Gurel G и сътр. съобщават, че най-често срещаната причина за неуспех е наличие на фрактура (141). Резултатите не показват статистически значима разлика за неуспеха от присъствието на обтурация, наличие на диастема, обезцветяване, наличие на абразио и атрицио.

По-силното дъвкателно налягане по време на статична и динамична оклузия повишава риска от фрактура. Не се наблюдава статистически значима разлика между процентите на фрактури при фасетите от фелдшпатов порцелан и фасетите от стъклокерамика, независимо че стъклокерамиката притежава подобрени механични качества (132, 273).

II.5.2. Минимална кохезивна фрактура на керамичната фасета

Клиничните изследователи откриват, че минимални керамични кохезивни фрактури основно се установяват в инцизалния ръб (121) или палатинално (32, 174, 231), вследствие на концентрация на функционално налягане.

Fradeani M съобщава за минимални фрактури при 1.25% от Empress фасети след шест годишен период на наблюдение (121). Reumans M установява кохезивни фрактури при четири фасетни реставрации с прехвърляне (231). Те представляват общо 9.5%, от които 2.4% инцизални, 4.8% палатинални и лабиоцервикални – 2.4%, които са определени като клинично приемливи. Сходни резултати за фелдшпатов керамична са представени от Dumfahrt и Shaffer – 2% след период от десет години (102).

Guess и Stappert установяват две реставрации с фасети с палатинална кохезивна фрактура, което представлява 8.3% за период от пет години (139).

Magne P и сътр. установяват кохезивни керамични фрактури при 2% от разширени фасети след период от 4.5 години (190). Клинични изследвания, представени от Magne и сътр. установяват, че реставрациите с фасети, които притежават пукнатини, но са с интактен адхезивен бонд между зъба, композитния цимент и керамиката, могат да останат стабилни за години, което е сравнимо с наличието на пукнатини в емайла на естествените зъби (190).

Guess PC и Stappert CF описват наличието на пукнатини при две от фасетите с прехвърляне (4.7%) в дисто-лабиално-инцизалната област (139).

Клиничното проучване на Probst B и сътр. обсъжда причината за поява на пукнатини при 2.8% от керамичните фасети с инцизално покритие след 4.5 години (237). Dumfahrt H и Schaffer H наблюдават множествени пукнатини в две фелдшпатови керамични фасети (1%) след период на наблюдение от десет години (102).

При проучването на Magne P и сътр. пукнатини са забелязани при 12% от реставрациите с фелдшпатови керамика след 4.5 години, от които 2% са ясно видими (190). Основно пукнатините се формират по палатиналната област, но има наличие и в лабиалната област.

Според Anusavice KJ остатъчният стрес при обработка на керамиката или в свързващата система предизвиква формирането на микро пукнатини и тяхното разрастване (30). Независимо, че е в минимални стойности, свиването при полимеризационния процес на залепващия композитен цимент създава концентрация на напрежение върху адхезивната повърхност и керамичната повърхност (232).

Според данните от световната литература експозицията на променящи се температури между 0 и 67°C, което симулира приемането на храна, предизвиква различни степени на термална експанзия на свързаните материали, повишава абсорбцията на вода от фиксиращия композит и това допринася не само за намаляване на качеството на свързващия цимент, но и на керамичната фасета (11, 12, 168). Тези изводи се потвърждават и от лабораторно проучване на Magne P и сътр. (176). Те установяват, че множество термални цикли причиняват повишение на формиране на пукнатини (176).

Petridis HP и сътр. (230) сравняват пет годишни (2%) и десет годишни резултати и установяват ясно увеличение на видимите пукнатини букално и палатинално в резултат на увеличено време на прилагане на дъвкателно налягане (21%). Също така формирането на пукнатини може да бъде увеличено от разположението на препаративната граница, оклузалните контакти и дебелината на слоя на адхезивния цимент (175, 190, 231).

II.5.3. Маргинално оцветяване

Според мета анализа на Petridis HP и сътр. най-често срещаното усложнение при реставрации с фасети, е маргинално оцветяване – 9% за период от 5 години (230).

Други автори установяват, че нарушената маргинална адаптация е съпътствана от повишено маргинално оцветяване (129).

Reumans M и сътр. съобщават за маргинално оцветяване до 45% за период от 10 години (231).

Някои автори основно свързват оцветяванията в маргиналната област с използване на двойнополомеризиращ

свързващ цимент (102). Маргинална експозиция на дентин, недобра морфология на емайла (117), екзогенни фактори и наличие на плака (102) и вискзитета на залепващия композит (293), са дискутирани като допълнителни фактори за маргинално оцветяване. Клинично проучване, проведено от Fradeani M прилагайки изцяло фотополимеризиращ свързващ композит, установява, че маргиналното оцветяване не е често срещано усложнение – 13.6% след 12 годишен период (121). Повърхностните оцветявания отстранява с финирен диамантен пилител, което и обяснява високия процент на маргинална акуратност.

II.5.4. Маргинален интегритет

Различни резултати се съобщават за запазване на маргиналния интегритет след дългосрочно клинично наблюдение.

При проведени дългогодишни изследвания автори съобщават, че при 36% от фасетите след период от 10.5 години с дентална сонда се установява процеп в маргиналните участъци (231). Само 14, съответно 64% от фасетите демонстрират отлична маргинална адаптация.

Други автори установяват нарушена маргинална адаптация при 25% за период от 62 месеца (139). По-добра маргинална адаптация е постигната при клиничните проучвания на Fradeani M и сътр. при керамични фасети – 87.8% (121). Старееенето на композитните свързващи цименти може да бъде причина за намалената маргинална адаптация, като резултат от първоначалното полимеризационно свиване, различните коефициенти на термална експанзия на свързващите материали, микропропускването и композитното измиване (231, 283).

Magne P и сътр. провеждат статистическо сравнение на маргиналния интегритет в зависимост от локализацията на зъба, което представя липса на статистически значима разлика (190).

II.5.5. Разлепване

Guess и Stappert наблюдават разлепване на една фасета с прехвърляне за период на наблюдение от 62 месеца. Конструкцията е била в перфектно състояние и е фиксирана отново (139).

Gresnigt M и сътр. установяват експериментално, че съществуващи композитни obtурации могат да бъдат силикатно покрити CoJet* и силанизирани с ESPE-Sil** и да допринесат за дълготрайната функция на комплекса зъб – фасета (134). Тези автори установяват чрез лабораторни изследвания, че циментиране на фасети към емайл и стари obtурации, предварително третирани със силикатно покритие, е по-силна, отколкото към дентин (134). Други автори препоръчват смяна на старите obtурации (96, 191, 231).

II.5.6. Ендодонтски усложнения

При проучвания някои автори отбелязват, че всички зъби поддържат своя виталитет през целия изследователски период от 62 месеца (139). Сходни резултати са установени при клинични проучвания при реставрации с фасети за период от 4.5 до 10 години (102, 190). Но в свое проучване Reumans M и сътр. установяват, че 4% от зъбите с фасети и екстензивни

*CoJet (3M ESPE, USA)

**ESPE-Sil (3M ESPE, USA)

композитни obtурации са невитални за период от 10 години (231).

II.5.7. Вторичен кариес

Вторичен кариес не се наблюдава при всички видове фасетни реставрации при много клинични проучвания (102, 121, 234). За да се избегне вторичният кариес Rotoli В и сътр. препоръчва препарационната граница да завършва в емайла, а не в композитни obtурации (247). Други автори (231) установяват, че при фасети с препарационна граница, завършваща в композитна obtурация, се наблюдава кариес при 10% след 10 години (231).

II.5.8. Съответствие на цвета

Редица автори установяват, че реставрациите с прехвърляне демонстрират много добър резултат при съответствие на цвета, в резултат на тяхната трансlucentност и използване на послойната техника (139, 185, 190). Съпоставимо с резултатите на Magne Р и сътр. не се наблюдава промяна в качеството на цвета през периода на проследяване (93, 190, 275).

Според мета анализа на Petridis НР и сътр. най-често срещаното усложнение е маргинално оцветяване - 9% за период от 5 години, последвано от нарушение на маргиналния интегритет 7.7% за период от 5 години (230). Високият процент неуспех се дължи основно на две изследвания (138, 293).

Guess РС и сътр. изследва 66 фасети, от които 42 с прехвърляне и с инцизална редукция от 0.5 – 1.5 mm, а 22 фасети с удължено палатинално прехвърляне (138). Двата вида

фасети са със сходни препарации: 0.5mm вестибуларна редукция, 0.5-0.7mm проксимална, като се различават единствено по палатиналното удължение. Фасетите са изработени от прес керамика и циментирани с двойнополимеризиращ композитен цимент. След петгодишния период на наблюдение при фасетите с прехвърляне се наблюдава една кохезивна фрактура. Резултатът от Каплан-Майер анализа на относителните неуспехи е успех от 85% за фасетите с удължено палатинално прехвърляне и 72% за фасетите с прехвърляне. Причини за тези относителни неуспехи са пукнатини, кохезивни фрактури в керамиката и загуба на адхезия. Не се наблюдават значими разлики между двете групи. Липсват ендодонтски усложнения и вторичен кариес. С увеличаване на времето за клинично наблюдение се установява повишено маргинално оцветяване и намаление на маргиналната адаптация.

Маргиналното микропропускане може да бъде минимизирано чрез препариране на границите в емайла (38, 171, 231).

Не се наблюдава статистически значима разлика между процентите на фрактури при фасетите от фелдшпатов порцелан и фасетите от стъклокерамика, независимо че стъклокерамиката притежава подобрени механични качества (273).

Резултатите от различни клинични проучвания констатира, че адхезивно свързаните керамични възстановявания са с добра прогноза (над 90%) за период от 10 години (32,35, 47, 51, 61, 70, 121, 125,231, 237,300). Сред неуспехите са установени различни видове фрактури: кохезивни – в самата керамика или адхезивни – между зъба и конструкцията. Най-често се наблюдават фрактури в

реставрацията. Силата на връзката на свързващия цимент към емайла обикновено е 40 МРа, понякога дори превъзхожда кохезивната връзка на самия емайл (95).

Други неуспехи, които се наблюдават при фасетите, са свързани с микропропускането (121, 125, 231). Маргинални дефекти често се наблюдават, когато фасетите завършват в съществуващи директни композитни възстановявания (231).

II.6. Средна широчина и анатомични съответствия на централните резци на горна челюст

Оптималните естетични резултати в протетичната дентална медицина изискват прецизно познаване на натуралната орална естетика. През годините денталната медицина винаги е търсила идеалното съзъбие. Опитите за анализиране и определяне на идеалната усмивка са публикувани през годините, като е определен ефектът на атрактивната усмивка върху персоналната индивидуална удовлетвореност (101). Желанието на пациентите и развитието на денталните техники допринасят за повишено търсене на естетично дентално лечение и повишено естетично изискване на пациентите по отношение на тяхната усмивка (252). Не винаги разбиранията на пациента за дентофациална естетика съвпадат с тези на лекаря по дентална медицина (215). Това налага предварително определяне на естетична диагноза преди лечението. Максиларните централни резци се определят като най-въздействащите зъби при определяне на денталната естетика и тяхното състояние в хармония се асоциира с много значимо естетическо възприятие (17, 89, 181, 295, 297). Централните инцизиви с некоректен размер, форма и пропорции води до по-малко атрактивна усмивка (297). Коректният размер на реставрациите според

принципа на доминиране на централните резци, повишава не само естетиката, но и определени аспекти на оклузията, като инцизивното водене (89). Естетичната дентална медицина често включва корекции в несъответствие в размера на зъбите, независимо в ширина или дължина. В резултат денталната биометрика представлява ключов аспект при естетичната реставрация. Интерес представлява и възможността да се коригират несиметрични медио-дистално зъби без препарация.

Въпреки че доказателства не подкрепят специфична рецепта за дентална естетика (17, 144), биометрични насоки са използвани експериментално за изчисление на денталната естетика (295). Настоящите интереси в естетичната дентална медицина доведоха до публикуване на различни насоки за реставрация, но също така наличието на различни насоки е объркващо за клиницистите (215).

Настоящият напредък в консервативните реставрации като бондинг и керамични фасети отварят възможности за избираеми дентални реставрации с цел подобряване на външността или възстановяване на визуалните белези на остаряване.

Много автори отдават голямо значение на средната ширина на максиларните централни инцизиви, която според тях трябва да е между 8.3 и 9.3 mm (162, 271). В световната литература се посочва, че средната дължина на неизтрит централен резец на горна челюст варира от 10.4 до 11.2 mm. Наблюдава се тенденция на широка вариабилност на средната дължина с напредване на възрастта, докато ширината остава константа (126, 162). Анатомично измерване установява закономерността, че естествено изглеждащи централни резци имат конкретно ширина-дължина съотношение от 75% до 80% (123,187). Полът и расата също влияят върху това съотношение.

Установено е също, че централните резци на горна челюст при мъжете се характеризират с по-голямо съотношение на ширина-дължина отколкото при жените.

През 1973 година Lombardi RE (181) изследва пропорциите на фронталните зъби. Първото описание на естетичния възстановителен успех е представен през 1982 година от Belser U и е подновен от Magne P и Belser U през 2002 година (184, 187). Взаимно свързаните размери на фронталните зъби представляват важни обективни критерии, поради тяхното клинично приложение. Пропорциите на фронталните зъби са известни от 1973 г. Естетически приемливи параметри могат да бъдат повлияни от етническата принадлежност на пациентите. Когато се планират възстановителни процедури в естетичната област, клиницистите трябва да се съобразят с етническата принадлежност на пациентите (129, 143, 274, 287).

Пълната симетричност на централните резци е установена само при 14% до 17% от населението. Mavroskoufis F и сътр. установяват, че при 60 % от младите хора се акумулира несъответствие между централните резци от повече от 0.2 mm (195). Несъответствие в ширината на централните резци се установява и от други автори (279).

Няколко метода са използвани за измерване на размера на максиларните фронтални зъби. Sterret GD и сътр. измерват ширината и дължината на клиничните коронки на фронталните зъби като използват диагностични модели на 71 участника в изследването (271). Илиев Г и сътр., Orozko Varo A и сътр., Hasanreisoglu, U и сътр. също използват диагностични модели (3, 144, 215). Filipovich G и сътр. измерват медиодисталните и вестибулолингвалните размери на жители на Сърбия (119). При подобно изследване през 2003 година в Университета в Женева

измерванията са направени чрез фотографии на екстрахирани зъби (279). Илиев Г и сътр. са провели изследване на доминантност на фронталните зъби чрез фотографски анализ в анфас (2).

II.7. Анализ на литературния обзор

От направения литературен обзор се вижда, че въпросите, свързани с приложението на минимално адхезивните керамични конструкции са актуални и днес. Редица аспекти **са намерили задоволително решение.**

Според публикуваните дългосрочни проучвания, екстензивните препарации за фасети обикновено представляват конструкции с по-голям процент неуспех, отколкото минимално инвазивните реставрации. Причините са свързани предимно с микропропускане и отлепване, поради адхезивната връзка към дентина. Основните фактори за дългосрочния успех на конструкциите включват добра адхезивна връзка към емайловата зъбна повърхност и устойчивост на керамиката на умора и фрактура.

Резултатите от литературния обзор показват, че повечето автори са изследвали стъклокерамични фасети в периода от границана физиологичен толеранс до критично реакционно време на престой (над 5 годишен период на наблюдение).

Спорен е въпросът как методът на препариране оказва влияние върху дългосрочния клиничен успех с тези реставрации.

Не е изцяло решен въпросът кой метод е най-подходящ при минимално инвазивните адхезивно свързани естетични керамични фасети във фронталната област в дългосрочен план. Все още няма ясна постановка относно здравината на връзката между емайловата повърхност и композитните цименти при различните възможности за микроинвазивно разграпавяване на емайловата повърхност.

Няма категорично решение относно вида на лазерна аблация, позволяваща най-добро свързване между разграпавената емайлова повърхност и адхезивния материал. От една страна няма установен възможно най-ефективен режим на лазерно облъчване на ТЗТ. В световните стандарти за лазерно лечение категорично е посочено изискването за аплициране на ниска мощност (1-1,5 W) за постигане на ефективна лазерна аблация, както и методът на облъчване на „мишената“ – неконтактен, с отстояние от облъчваната повърхност по-голямо от 1,5 mm. Все още няма постигнат консенсус относно хидрокинетичния режим, който трябва да осигури матирано некарбонизирано повърхностно излющване на емайловата повърхност при лазерна аблация.

До този момент не е направен сравнителен анализ на вида на разграпаване с Er:Cr/YSGG лазерна система с $\lambda=2780$ nm при различни хидрокинетични режими, респективно не е изследвана здравината на свързването между емайловата повърхност и композиционни материали така, че да се установи максимално неинвазивен метод на лазерна аблация, който да осигурява достатъчно надеждна здравина на трайно фиксираните естетични керамични фасети във фронталната област на съзъбието.

Анализът на световната литература дава информация относно някои **дискусионни клинични въпроси:**

1. Влиянието на по-инвазивните препарации върху здравината и ретенцията на фасетите.

2. Някои автори не откриват разлика между препарации, ограничени в емайла или включващи дентин (75).

3. Други автори отбелязват повече неуспехи при включване на дентин (92, 111, 186). Gurel, G съобщава, че при

керамични фасети, свързани с дентин, могат да се появят редица неуспехи, като разлепване, зъбна чувствителност и маргинално оцветяване (131).

Всеобщо мнение е, че свързването на нееластична керамична фасета и по-подвижен дентин може да бъде причина за фрактура на керамичната фасета при дългосрочна клинична употреба, в резултат на по-ниския модул на еластичност на дентина (78).

Необходимо е допълнително сравнително проучване на размерите на зъбите във фронталната област с цел установяване на симетрията на срещуположните фронтални резци, за да не се изисква апроксимално препариране.

Не е решен въпросът за параметрите на лазерната аблация при микроинвазивния подход за разграпавяване на емайловата повърхност. Преобладават СЕМ анализите при различни увеличения, но те не са подкрепени от регистрация на релефа на емайловата повърхност с компютърен томограф, което значително затруднява интерпретацията на резултатите.

Като взехме предвид решенията, непълно решените и нерешените въпроси стигнахме до заключението, че са оправдани усилията за провеждане на лабораторни и клинични изследвания за установяване на надеждността на минимално адхезивните керамични конструкции и приложението на лазерната аблация като контролиран метод за разграпавяване. Необходимостта от тези изследвания ни дава основание да смятаме, че те могат да бъдат цел на дисертационен труд.

III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

Целта на настоящата работа е да се направи клиничко-лабораторен анализ на здравината на задържане на естетични керамични фасети във фронталната област на съзъбието и да се установи най-подходящият метод за микроинвазивна предварителна подготовка на ТЗТ за естетична реставрация с минимално инвазивни керамични конструкции.

За изпълнение на така формулираната цел си поставихме следните задачи:

1. Да се приложи **лабораторен микротест на якост на опън** с цел провеждане на сравнителен анализ на здравината на връзката на съвременни адхезивни цименти към емайлова зъбна повърхност след предварително ецване с различни концентрации на фосфорна киселина, както и по метода на лазерна аблация.

2. **СЕМ сравнително изследване** на пет вида емайлови образци: третиран с различни режими на лазерна аблация, химически ецвани с фосфорна киселина

3. **3D компютърен томографски анализ** на вида на лазерна аблация при различни режими на лазерно облъчване.

4. **Оценка по стандартни клинични критерии** на функционалната годност на минимално инвазивни адхезивно свързани керамични фасети.

5. Да се направи **сравнителен анализ на медиодисталната ширина** на левите и десни централни резци на горната челюст при пациенти.

СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ

IV. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ

IV.1. МАТЕРИАЛ

Обект на изследването по първата задача бяха петдесет некариозни човешки молари, без проведени ендодонтски лечения. Зъбите бяха почистени от зъбен камък и остатъчна пародонтална тъкан. Експерименталните модели бяха съхранявани в 0.1% тимолов разтвор и при температура 4°. Времето на престой на моделите в експерименталната среда беше до три месеца след екстрахирането им.

Изследваните зъби бяха разпределени произволно на пет групи по десет зъба – четири експериментални и една контролна. Допълнително тези групи се разделят на две групи, като пет от тях бяха тествани с микротест на якост на опън 24 часа след полимеризиране на образците и пет – след термоциклиране при 1000 цикълана 5° и 55° С.

Беше тестван един самоадхезивен композитен цимент Maxcem Elite*с предварително третиране на емайловата зъбна повърхност с различна концентрация на фосфорна киселина при различен период от време и ЛА. Контролната група включваше композитният цимент Variolink II**, като един от циментите, използвани като контролна група при такива тестове.

➤ Видове аплицирани цименти

В таблица 1 са представени адхезивните цименти, които бяха използвани в експерименталното проучване.

*Maxcem Elite (Kerr Corporation, Orange, USA)

**Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien)

Таблица 1. Материали, производители, химичен състав.

Материал	Производител	Вид	Химичен състав
Variolink II	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien	Двойнополимеризира щкомпозилен цимент Ецване, измиване, апликация на адхезив Excite	Bis-GMA, urethane dimethacrylate, methacrylated phosphoric acid esters, calcium hydroxide, sodium persulfate, sodium p- toluene sulfinate, glass powder, silica
Maxcem Elite	Kerr, Orange, USA, Kerr Corporation, Orange, USA	Двойнополимеризира щ самоадхезивен композилен цимент	Base: Urethane Dimethacrylate, Fluoroaluminosilicat e glass Catalist paste: Bisphenol-A- diglycidyl- methacrylate, Triethylenglycoldime tacrylathedihydrogen phosphate, Bariumaluminosilica ted glass

За изпълнение на втората задача бяха използвани 50 (100%) некариозни зъба. Селекцията на зъбите бе извършена по следните показатели: на липса на емайлови дефекти, морфологични дефекти, декалцификация, флуороза, кариозни лезии или obturации. Обект на изследването бяха всичките некариозни зъби, които не са били подлагани на ендодонтско

лечение, след почистване на хранителни натрупвания, зъбен камък и остатъчната пародонтална тъкан. Зъбите бяха съхранени в 0.5% разтвор на хлорамин при 4° С бяха използвани до три месеца след екстрахирането им.

Обект на изследването за трета задача бяха четиридесет екстрахирани трети молара (100%), чиято емайлова повърхност беше обработена по метода на лазерното ецване и ЛА. Всички изследвани зъби бяха разделени на четири експериментални групи, както при СЕМ анализа.

Зъбите бяха съхранявани в 0.5% разтвор на хлорамин при 4° С и бяха използвани до три месеца след екстрахирането им. При избора на зъби, критериите бяха липса на емайлови дефекти, морфологични дефекти, декалцификация, флуороза, кариозни лезии или obturации. Зъбите не бяха ендодонтски лекувани. Отстранен беше зъбният камък и остатъчната пародонтална тъкан.

За изпълнение на четвърта задача бяха включени 152 пациента във възрастова група между 20 и 41 години $p < 0.05$.

❖ Първият етап на проучването включваше изборът на пациенти като обект на изследването и разпределянето им в работни групи. Пациентите бяха с добро общо здраве и не съобщаваха за вредни навици.

❖ Разпределението на всичките 152 пациента (100%) бе съгласувано със следните клинични критерии: анатомична форма на фронталните зъби, които предстои да бъдат възстановени с керамични фасети, кариесрезистентност на съзъбието, пародонтален статус на всеки пациент и височина на захапката.

❖ Следващ етап на изследването беше клиничната оценка на субективните оплаквания на пациентите в следния

ред: оценка на нарушената естетика и неудовлетвореност на пациентите от техния външен вид, наличие на ерозии и поява на повърхностни фрактурни линии в емайла и набраздяване на инцизивния ръб на фронталните зъби, свързани с оклузални дисхармонии или ортодонтски аномалии.

В таблица 2 е представено разпределението на изследваните пациенти по полов белег.

Таблица 2. Разпределение на изследваните лица по пол.

Пол \ Изследвани лица	Брой	Процент
Жени	98	64,47%
Мъже	54	35,53%
Общо	152	100%

Разпределението на изследваните пациенти в клиничното проучване за тази задача по възрастов показател е представено в таблица 3.

Таблица 3. Разпределение на изследваните лица по възрастови групи.

Пол \ Възраст	20 – 30 години	31 – 41 години
Жени	47 (47,96%)	51 (52,04%)
Мъже	22 (40,7%)	32 (59,26%)

В таблица 4 е представен броят на поставените фасети на селектираните пациенти, разпределен по полов белег и възрастови групи.

Таблица 4. Разпределение на брой, поставени фасети по възрастови групи и пол.

Пол \ Възраст	20 – 30 години	31 – 41 години
	Жени	88 (47,57%)
Мъже	42 (42,86%)	56 (57,14%)

Един от критериите, по които бяха подбрани пациентите беше вид на захапката. На фиг.6 е представено процентното съотношение между двете основни кинични групи за сравнение по този показател – в първата група са включени всички пациенти, които са имали нормална ортогнатна захапка (109 пациента или 71.71% от общия брой пациенти).



Фиг. 6. Разпределение на пациентите по ортодонтски показатели.

Във втората група са представени пациентите с ортодонтски аномалии – предимно с неправилно подреждане на зъбите в зъбните редици (43 пациента или 28,29% процента от общия брой пациенти).

Таблица 5. Използвани материали по четвърта задача.

Търговско наименование	Вид	Производител	Химична композиция
IPS Empress	Прес-керамика	Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein	98% SiO ₂ , B ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , CaO, CeO ₂ , Na ₂ O, K ₂ O, V ₂ O ₅ , TiO ₂ и оцветители
Variolink veneer	Фотополимеризиращ композитен цимент	Ivoclar Vivadent	Urethane dimethacrylate, decathemilenedimethacrylate, неорганични пълнители, ytterbium trifluoride, инициатори, стабилизатори, пигменти
Ецващ гел за керамика	Флуороводородна киселина	Ivoclar Vivadent	Хидрофлуорна киселина
Ецващ агент	Фосфорна киселина	Ivoclar Vivadent	37% фосфорна киселина
Maxcem Elite	Двойнополимеризиращ самоадхезивен композитен цимент	USA, Kerr Corporation, Orange, USA	Dimethacrylate, Fluoroaluminosilicate glass Catalist paste: Bisphenol –A-diglycidyl-methacrylate, Triethylenglycoldimethacrylatedihydrogen phosphate, Bariumaluminosilicated glass

Пациентите в двете групи не са разпределяни по полов белег. Водещ клиничен признак, който ги обединяваше беше запазената височина на оклузията при всички тях, без проява на

патологично износване на фронталните зъби, на които ще се поставят естетични керамични фасети.

За целите на пета задача от дисертационния труд бяха изследвани 132 студенти (n=132) на възраст между 19 и 25 години (средна възраст 23 години) , от които 72 (54,55%) жени и 60 (45,45%) мъже. В таблица 6 е представено разпределението на лицата по полов белег.

Таблица 6.Разпределение на изследваните лица по пол.

Пол \ Изследвани лица	Брой	Процент
Жени	72	54,55%
Мъже	60	45,45%
Общо	132	100%

Ранното интактно съзъбие осигурява най-добри условия за отчитане на резултати от измервания на зъби, защото зъбите са незначително засегнати от абразия и ерозия. Критриите за включване бяха следните: без липсващи мандибуларни или максиларни фронтални зъби, липса на гингивални или пародонтални заболявания, без наличие на obturации. Бяха подбрани лица с интактни зъби. Изключващите критрии се отнасяха до наличие на гингивални нарушения, загуба на ТЗТ в резултат на атриция, фрактура или кариес и проведено ортодонтско лечение. Студентите с наличие на протези в областта на максилофациалния фронтален участък или ортодонтски апарати бяха изключени от изследването. Участниците с наличие на ротиран зъби също така бяха изключени.

IV.2. МЕТОДИ

IV.2.1. Микротест на якост на опън

За изпълнение на първата задача, методиката, която приложихме беше лабораторен микротест на якост на опън за изследване на здравината на връзката между предварително обработената емайлова повърхност с различна концентрация на фосфорна киселина или ЛА и аплицирания върху нея адхезивен цимент.

➤ Апаратура

За целите на експерименталната работа проведохме наблюдения с микроскоп Olympia (Italy) с увеличение X20, за да се установи наличие на фрактурни линии по емайловата повърхност. Не установихме зъби с наличие на фрактурни линии.

В таблица 7 е представено подробно описание на процедурите по адхезивното свързване на експерименталния и контролен цимент с предварително третираната емайлова зъбна повърхност.

Таблица 7. Процедура за адхезивно свързване.

Материал	Апликационен метод
Variolink II	Киселинно ецване (37% фосфорна киселина) за 30 секунди – емайлова повърхност, 15 секунди дентинова повърхност, измиване, въздушно подсушаване, нанасяне на Excite DSC за 10 секунди, въздушно подсушаване, фотополимеризиране за 10 секунди
Maxcem Elite	1. Нанася се със смесителна канюла върху подсушена зъбна повърхност. Светлинно се полимеризира за 40 секунди от четири посоки. 2. Емайловата повърхност се ецва предварително с 37% фосфорна киселина за 30 секунди. Повърхността се измива,

	<p>подсушава. Нанася се със смесителна канюла върху подсушена зъбна повърхност. Светлинно се полимеризира за 40 секунди от четири посоки.</p> <p>3. Емайловата повърхност се ецва предварително с 30% фосфорна кеселина за 37 секунди. Повърхността се измива, подсушава. Нанася се със смесителна канюла върху подсушена зъбна повърхност. Светлинно се полимеризира за 40 секунди от четири посоки.</p> <p>4. Лазерна аблация върху емайловата повърхност с режим на работа 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух. Повърхността се измива, подсушава. Нанася се със смесителна канюла върху подсушена зъбна повърхност. Светлинно се полимеризира за 40 секунди от четири посоки.</p>
--	---

➤ **Оформяне на емайловия образец**

Върху букалната повърхност на зъба беше създаден размазан слой чрез среднозърнест диамантен пилител (100μ) 842* с турбинен наконечник.

- Преди процедурата на циментиране, бяха фотополимеризирани композитни блокчета от фотополимер Filtek Z250** в предварително изработена силиконова патрица, с размери по-големи от зъбната повърхност – 15mm. След опаковането, изрязаните образци са с размери 2 mm на 2 mm. На фигура 7 са представени силиконовата патрица и композитните блокчета.

- Композитните блокчета бяха срязани, като се използва ниско скоростен диамантен сепаратор Isomet 1000***, за да се получи стандартна грапавина на повърхността.

*Komet, Germany

**Filtek Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA)

***Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, USA)



Фиг. 7. Силиконова патрица и фотополимеризирани композитни блокчета

Така подготвените композитни блокчета бяха адхезивно свързани с вестибуларната емайлова повърхност, предварително третирана с фосфорна киселина или с ЛА, или без третиране според инструкциите на производителя.

Процедурата беше извършена в следната последователност:

1. Контролна група. Зъбната повърхност беше почистена с четка и пемза. Беше измита с вода и беше подсушена. Емайловата повърхност беше ецвана с 37% фосфорна киселина за 30 секунди. Повърхността беше измита с вода и подсушена. Беше нанесен адхезивът Excite DSC* за 10 секунди, след това въздушно подсушен и беше фотополимеризиран за 10 секунди. Композитният цимент Variolink II** беше нанесен със смесителна канюла върху подсушената зъбна повърхност според инструкциите на производителя. Композитното блокче беше притиснато с умерен натиск. Образецът беше светлинно полимеризиран по 40 секунди от четири посоки.

*Excite DSC(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien)

**Variolink II(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien)

2. Първа експериментална група. Зъбната повърхност беше почистена с четка и пемза, след което измита и се подсушена. Композитният цимент Maxcem Elite* беше нанесен със смесителна канюла върху подсушената зъбна повърхност според инструкциите на производителя. Композитното блокче беше притиснато с умерен натиск. Образецът беше светлинно полимеризиран по 40 секунди от четири посоки.

3. Втора експериментална група. Емайловата повърхност беше ецвана предварително с 37% фосфорна киселина за 30 секунди. Повърхността беше измита и подсушена. Композитният цимент Maxcem Elite беше нанесен със смесителна канюла върху подсушената зъбна повърхност. Композитното блокче беше притиснато с умерен натиск. Образецът беше светлинно полимеризиран по 40 секунди от четири посоки.

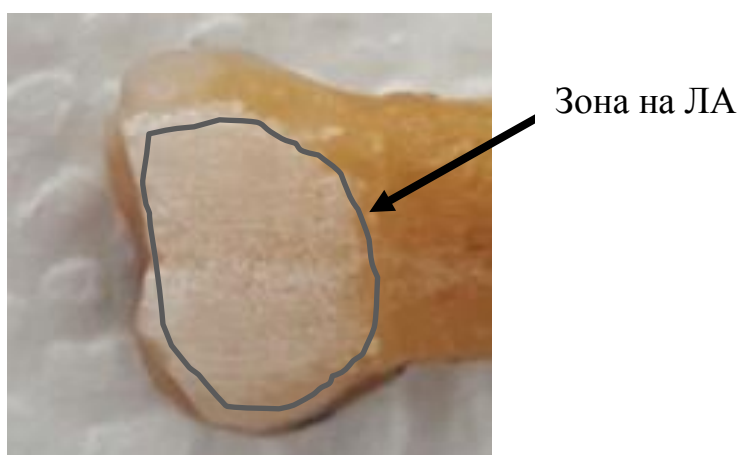
4. Трета експериментална група. Емайловата повърхност беше ецвана предварително с 30% фосфорна киселина за 37 секунди. Повърхността беше измита и подсушена. Композитният цимент Maxcem Elite беше нанесен със смесителна канюла върху подсушената зъбна повърхност. Композитното блокче беше притиснато с умерен натиск. Образецът беше светлинно полимеризиран по 40 секунди от четири посоки.

5. Четвърта експериментална група. Лазерното ецване върху емайловата повърхност беше извършено с Er, Cr:YSGG лазерна система Waterlase MD** с режим на работа 30 Hz, 1 W, 10 вода/15 въздух. Лазерната енергия беше доставена чрез фиброоптична система до сапфирен накрайник с размери 600 µm диаметър и 6 mm дължина.

*Maxcem Elite (Kerr Corporation, Orange, USA)

**Biolase Waterlase MD (Biolase, USA)

Средното време за експозиция беше 15 s., като с терминала се работеше от дистанция, по-голяма от 1,5 mm. Повърхността беше измита и подсушена. На фигура 8 е представена подсушената матирана емайлова повърхност след проведена ЛА. Композитният цимент Махсем Elite беше нанесен със смесителна канюла върху подсушената зъбна повърхност. Композитното блокче беше притиснато с умерен натиск. Образецът беше светлинно полимеризиран по 40 секунди от четири посоки.



Фиг. 8. Емайлова зъбна повърхност след проведена ЛА

Композитните цименти са двойнополимеризиращи, със светлинна активация за 80 секунди. Дистанцията на светлинния връх до образеца е 5 mm. На фигура 9 е представен образец на зъб, свързан с адхезивен цимент и с композитно блокче.



Фиг.9. Образец на зъб, свързан с адхезивен цимент с композитно блокче.

Двадесет минути след фиксирането на образците, всички образци бяха потопени в дестилирана вода с температура от 37° за период от 24 часа.

При настоящата методика използвахме термичен стрес, като един от факторите, които влияят върху свързването на цимента с емайловата зъбна повърхност и като една от причините за изкуствено стареене на материала.

Образците от всички група бяха подготвени по същия начин, но допълнително бяха подложени на термоциклиране 1000 пъти на температури между 5° и 55°, с време на престой в съответната вана 30 секунди и време на преместване – 10 секунди.

На фигура 10 е представен апарата за термоциклиране SD Thermocycler THE-1100*, който беше използван при всички петдесет експериментални модела.



Фиг.10. Апарат за термоциклиране на зъбните образци

*Thermocycler THE-1100 (Mechatronik, Germany)

Подготовката на опитните образци беше изпълнена в два последователни етапа. Опаковането на конструкциите зъб – адхезивен цимент – беше изпълнено както следва:

• **1 етап.** В началото беше отлята подложка от смола, чиято височина беше съобразена с техническите характеристики на машината за рязане, с цел получаването на годни за микротеста на якост на опън образци. След като за период от 24 часа беше втвърдена смолата, беше осъществено фиксирането на конструкциите зъб – адхезивен цимент – композитно блокче. Непосредствено преди това беше извършено частично повърхностно подсушаване на зъбната конструкция с хартия и въздушен спрей при температура около 30°-35°С. Тази манипулация беше необходима за постигане на ефективно свързване на ТЗТ и композитното блокче със смолата. Подсушаването беше извършено в кратки срокове, поради нежелателното дехидратиране на ТЗТ и поради краткото времетраене на течното състояние на епоксидната смола след активирането ѝ. Времето за първоначалното фиксиране беше около 30 минути. През този период зъбните образци бяха повърхностно омокрени, за да се предотврати тяхното изсушаване.

• **2 етап.** При втория етап на опаковането, беше предвиден минимален излишък от смола, който да компенсира нейното свиване. След това бяха необходими допълнителни 24 часа за окончателното втвърдяване на епоксидната смола.

Така подготвените образци бяха нарязани като пробни тела с размери 2 x 2 x 20 mm. На фигура 11 е представен този етап, извършен с апарат SP 1600*.

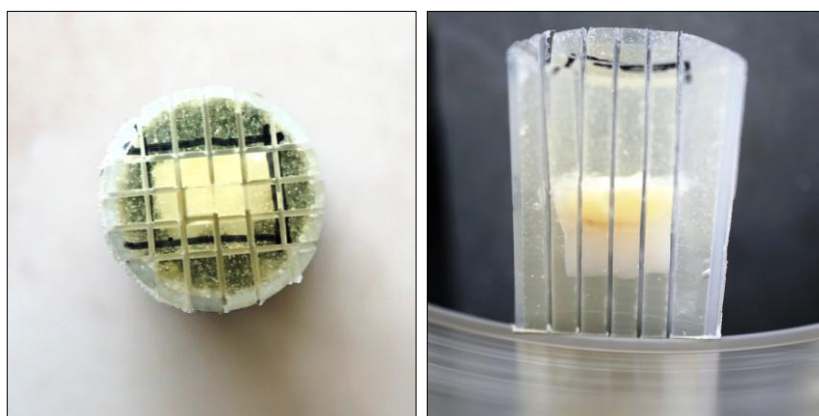
*SP 1600 (Lecia, Italy)



Фиг. 11. Срязване на образците апарата SP 1600

Методът на изрязването им от блокчето с опакованите зъбни конструкции гарантираше разполагане на адхезивния контакт между зъбния емайл, композитния цимент и композитното тяло в средата на оформената гредичка. На фигура 12 са представени подготвените гредички за микротест на якост на опън.

Направихме 183 разреза, което теоретично осигурява получаването на 233 призматични тела.



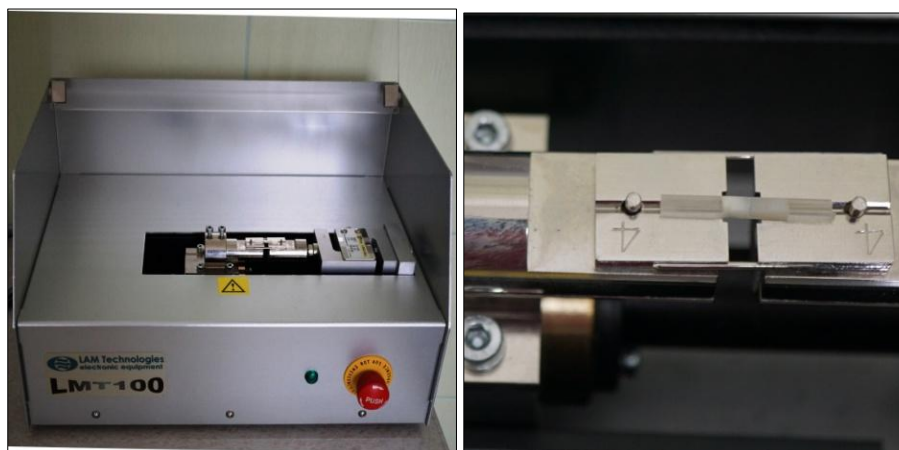
Фиг.12. Срязване на опитните образци

Образците, при които потенциалното напречно сечение се състоеше от адхезивен цимент и наличие на епоксидна смола,

бяха изключени от групата за микротест на якост на опън. Годни за експериментална работа се оказаха 640 броя. Статистическият анализ се основава на резултатите от разрушаването на 18 до 25 пробни тела от дадена група.

Нарязването и съхранението на образците беше осъществено под вода. Така беше избегнато нежеланото повторно термично третиране на ТЗТ и възможната дехидратация.

За изчисляване на разрушаващото напрежение беше необходимо да се знае сечението на пробното тяло, което е произведение от напречните размери на изрязаните призми. Те бяха измерени с точност от 0,05 mm с електронен шублер.



Фиг. 13. Апарат за микротест на якост на опън

На фигура 13 е представен апаратът LMT 100*, с който беше проведен микротеста на якост на опън.

Условията за якостно-деформационните изпитания бяха еднакви за всички групи. В съгласие с повечето аналогични изследвания беше избрана скорост на деформация 0,1 mm/min.

*LTM 100 (LAM Technologies, Italy)

Всички пробни тела бяха разрушени чрез опъване, като се отчиташе тяхната крехкост. За якост на изпитвания образец беше приета максималната регистрирана стойност на натоварващата сила, независимо от характера на разрушаване.



Фиг. 14. Разлепени образци след микротест на якост на опън.

Силата на разлепване беше отчетена в Нютони, а здравината на връзката беше калкулирана в МРа. На фигура 14 са представени разлепените образци.

Разлепените образци след проведения тест, бяха наблюдавани със светлинен микроскоп Stemi 2000-C*. Видовете наблюдавани фрактури по време на тестването бяха класифицирани в следния ред: кохезивна фрактура във свързания субстрат, кохезивна фрактура в цимента, и адхезивна фрактура в областта цемент – адхезив.

Допълнително, разлепените образци бяха наблюдавани със СЕМ.

*Stemi 2000-C (Zeiss, Oberkochen, Germany)

IV.2.2. СЕМ изследване на емайлови образци

Всичките изследвани 50 зъба (100%) бяха съхранявани при едни и същи условия, описани по-горе, след което бяха разделени на пет групи по показател – методи за обработка на емайловата повърхност. За решаването на тази задача използвахме лазерна система от Er: Cr/ YSGG laser Biolase Waterlase MD на снимка 14. Този лазер оперира при дължина на вълната от 2780 nm. Всички опитни образци бяха разделени в 5 експериментални групи в зависимост от начина на разграпяване на емайловата повърхност. Във всяка експериментална група включихме по 10 молара (20%) от общия брой зъби. Първите четири експериментални групи обозначихме с главни букви, като в тях включихме 80% от изследваните зъби, чиято емайлова повърхност беше обработена по метода ЛА със следните режими, представени на таблица 8.

Таблица 8. Експериментални групи в зависимост от режима на ЛА.

Експериментална група	P [W]	Хидрокинетичен режим: вода/въздух	F [Hz]
A	1 W	10% вода/15% въздух	30 Hz
B	1.25 W	30% вода/30% въздух	10 Hz
C	1.5 W	30% вода/60% въздух	20 Hz
D	2.5 W	20% вода/40% въздух	20 Hz

Основен критерий при експеримента в тези четири групи е хомогенното матиране на емайловата повърхност.

На фигура 15 е представена лазерната система Er: Cr/ YSGG Waterlase MD*, с която беше проведено лазерното ецване и ЛА.

*Biolase Waterlase MD (Biolase, USA)



Фиг. 15. Лазерна система Er: Cr/ YSGG Waterlase MD

Средната изходна мощност може да варира от 0.1 до 8 W. Четири настройки на мощността бяха използвани (1 W, 1,25 W, 1.5 W, 2.5 W). Лазерният лъч беше перпендикулярен на емайловата повърхност с дистанция от мишената от 3 mm. Времето за провеждане на ЛА за всеки зъб беше 15 секунди.



Фиг. 16. Група А Фиг. 17. Група В



Фиг.18. Група С Фиг. 19. Група D

Петата група от всички молари, подложени на изследване – 10 зъба (20%) беше контролна група за настоящето изследване, като емайловата повърхност на тези зъби беше третирана с 37% фосфорна киселина за 30 секунди, след което измита с вода и подсушена.

С цел да се осигури наблюдение със сканиращ електронен микроскоп (SEM), подготвените образци бяха покрити със златен прах*. Те бяха наблюдавани с Philips SEM 515 при ускоряващо напрежение $U_0 - 25 \text{ kV}$.

Бяха изработени SEM микрографии на емайлова зъбна повърхност с увеличение 163x, 100 μm .

Чрез анализа на микрографиите беше наблюдавана повърхността на зъбния емайл след различните режими на ЛА, лазерно ецване и киселинно ецване.

IV.2.3. Компютърен 3D томографски анализ на вида на лазерна аблация на зъбния емайл

Зъбите бяха разделени на четири групи. Букалната емайловата повърхност на зъбните образци беше обработена с Er:Cr/YAGG лазер Biolase**, при следните четири режима по методиката на Каменова Ю (10):

Разпределението на изследваните зъби по показател режим на ЛА и лазерно ецване в четирите експериментални групи е посочено в таблица 9.

*Изследването беше проведено в Института по минералогия и кристалография на БАН в сътрудничество със ст.н.с. II степен М. Тарасов.

**Biolase Waterlase MD (Biolase, USA)

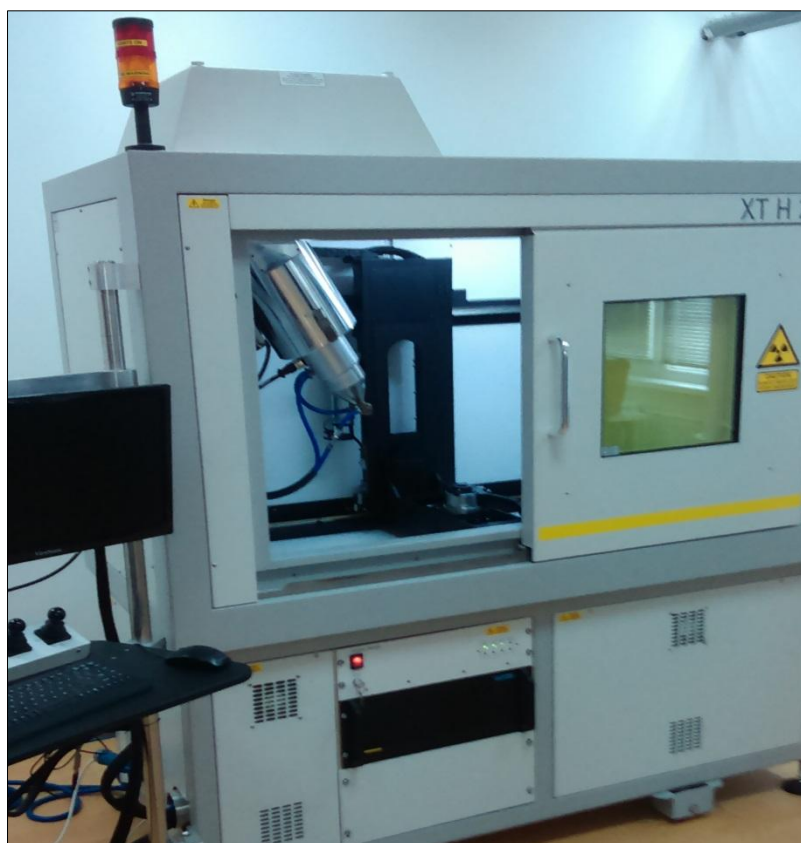
Таблица 9. Експериментални групи в зависимост от режима на ЛА.

Експериментална група	Процент	P [W]	Хидрокинетичен режим: вода/въздух	F [Hz]
A	25%	1 W	10% вода/15% въздух	30 Hz
B	25%	1,25 W	30% вода/30% въздух	10 Hz
C	25%	1,5 W	30% вода/60% въздух	20 Hz
D	25%	2,5 W	20% вода/60% въздух	20 Hz

Лазерната аблация отново беше постигната чрез различни режими на лазерната система.

Важно условие, което спазихме при различните режими на ЛА беше строгото перпендикулярното облъчване на емайловата повърхност на всички образци с кохерентно лъчение. Имахме предвид становището на някои изследователи, че предимствата на разполагане на лазерния лъч перпендикулярно на зъбната повърхност са чиста повърхност на субстрата и липса на отломки. Много старателно подбрахме типовете, с които излъчвахме лазерна светлина по следните показатели : диаметър и дължина на типа. Всеки от изследваните зъби беше обработван със самостоятелен нов тип. Лазерната обработка на емайловата повърхност се проведе до получаване на хомогенно матиране на всеки модел, след което последва фотографски анализ и сканиране. Всички зъби бяха сканирани с 3D компютърен томограф Nikon XT H 225*. Софтуеърът на томографа беше използван за отчитане на стойностите на повърхностните микропукнатини.

*Nikon XT H 225 (Nikon Metrology, Japan)



Фиг. 20. 3D компютърен томограф – Nikon XT H 225

Апаратът, използван в настоящето изследване е компютърният 3D томограф – модел Nikon XT H 225, представен на фигура 20. Максималната изходна мощност на апарата е 225 kV, а използваното от нас увеличение беше до 3 микрона на равнина. Апаратът е оборудван със специален софтуер, който дава широки възможности за анализ за разглежданата след ЛА структура на емайловите призми*.

*Изследването беше проведено в сътрудничество с Института по информационни и комуникационни технологии на БАН с екипа на проф. Карастоянов и инж. Стоименов.

IV.2.4. Оценка по стандартни клинични критерии на минимално инвазивни адхезивно свързани керамични фасети

Пациентите бяха разпределени в две експериментални и една контролна група.

1. Първата експериментална група включваше 49 пациента (32%), при които емайловата повърхност беше обработена с 37% фосфорна киселина и фасетите бяха постоянно циментирани със самоадхезивен композитен цимент –MaxCem Elite*.

2. Във втората експериментална група участваха 52 пациента (34%), при които емайловата повърхност на зъбите, върху които ще се поставят фасети, беше обработена с Er, Cr:YSGG лазерна система Waterlase MD**, с режим на работа 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух. Лазерната енергия беше доставена чрез фиброоптична система до сапфирен накрайник с размери 600 µm диаметър и 6 mm дължина. и самоецващ адхезивен цимент – MaxCem Elite.

3. Останалите 51 пациента (34%) представляваха контролна група. При тях емайловата повърхност беше обработена с 37% фосфорна киселина, след което беше аплициран адхезив и композитен цимент – Variolink Veneer***.

Разпределението на фасетите на изследваните пациенти по групи е представено в таблица 10.

*Maxcem Elite (Kerr Corporation, Orange, USA)

**Biolase Waterlase MD (Biolase, USA)

***Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien)

Таблица 10. Разпределение на фасетите според метода на подготовка на емайловата повърхност при адхезивно циментиране и възрастови групи.

Групи \ Възраст	20 -30 години	31 -41 години	Общ брой (%)
1.	37	52	89 (31,45%)
2.	46	50	96 (33,92%)
3.	47	51	98 (34,63%)

Легенда:

1. Предварителна обработка на емайловата зъбна повърхност с 37% фосфорна киселина и аплициране на самоадхезивен композитен цимент.
2. Предварителна обработка на емайловата зъбна повърхност със следния режим на лазерна аблация и аплициране на самоадхезивен композитен цимент.
3. Предварителна обработка на емайловата зъбна повърхност с 37% фосфорна киселина и аплициране на адхезив и композитен цимент.

1. **Методика** за препариране на фронталните зъби, върху които ще бъдат фиксирани естетични керамични фасетки.

За решаването на първата задача приложихме методиката на препариране на емайловата повърхност –без прехвърляне – **прозоречна препарация (ПП)** за керамични фасети.

➤ **Етапи на изпълнение на методиката:**

•**Редукция на стените.** От вестибуларната повърхност бяха отнети 0.3-0.5 mm. В областта на апроксималните стени бяха заоблени ръбовете без препарация.

•**Оформяне на препарационна граница** - предпочетохме леката дъговидна препарационната граница от 0,3 mm на нивото на венечния ръб, в областта на апроксималните стени и оклузално, за да завършва в емайла. Зъбите бяха разделени с ортодонтски ленти, с цел по-добро визуализиране на апроксималната граница. Всички вътрешни ъгли бяха заоблени, за да се редуцира концентрацията на оклузално налягате и да се избегне фрактура на бъдещите керамични конструкции.

•В случаите, при които се налагаше малка промяна във формата, разположението на зъба, се изработваше предварителен восъчен моделаж, който се апробираше в устата на пациента.

3.Процедура за изпиляване за фасети

На фигура 21 е представен клиничен случай на пациент по време на подготовката на емайловата повърхност на горните фронтални зъби 11,12,13,21,22,23. От снимката се виждат маркировъчните линии на фронталните зъби. Пациентката И.К. на 36 годишна възраст, в добро общо здраве, без вредни навици, с кариесрезистентно съзъбие и добър пародонтален статус.



Фиг. 21. Маркировъчни хоризонтални линии (в черно)за определяне на дълбочината за изпиляване на емайла на горните фронтални инцизиви – 12, 11, 21, 22.

4. Материали:

Отпечатъците бяха взети с цяла фабрична лъжица чрез едноетапен двуслоен отпечатъчен методс адитивен силикон – поливинилсилоксан EliteH-D*.

*EliteH-D (Zhermack, Italy)

Таблица 11. Използвани материали по първа задача.

Търговско наименование	Вид	Производител	Химична композиция
IPS Empress	Прес-керамика	Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein	98% SiO ₂ , B ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , CaO, CeO ₂ , Na ₂ O, K ₂ O, V ₂ O ₅ , TiO ₂ и оцветители
Variolink veneer	Фотополимеризиращ композитен цимент	Ivoclar Vivadent	Urethane dimethacrylate, decathemilenedimethacrylate, неорганични пълнители, ytterbium trifluoride, инициатори, стабилизатори, пигменти
Ецващ гел за керамика	Флуороводородна киселина	Ivoclar Vivadent	Хидрофлуорна киселина
Ецващ агент	Фосфорна киселина	Ivoclar Vivadent	37% фосфорна киселина
Maxcem Elite	Двойнополимеризиращ самоадхезивен композитен цимент	USA, Kerr Corporation, Orange, USA	Dimethacrylate, Fluoroaluminosilicate glass Catalist paste: Bisphenol –A-diglycidyl-methacrylate, Triethylenglycoldimethacrylatedihydrogen phosphate, Bariumaluminosilicated glass

В таблица 11 са представени използваните материали последователно във всеки етап на процедурите по изпиляване на емайловата повърхност, обработване на емайловата повърхност и фиксиране на готовите керамични фасети с композитни цименти по следните показатели: търговско наименование, вид на материала, производител и състав.

Както става ясно от таблицата, поставените керамични фасети на пациентите в трите групи, бяха изработени от прес керамика IPSEmpress*.

Методиката включваше изработването на временни фасети – по директен метод или индиректно – директен метод с бързополимеризираща пластмаса за период от една седмица. За фиксиране на временните конструкции беше използван безевгенолов временен цимент Ultratemp**.

➤ **Процедура по циментиране на керамичните фасети на контролната група**

Вследващия клиничен протокол е представена последователността на процедурите по подготовка на зъбите за фиксиране на фасети по метода, приложен при контролната група.

*IPSEmpress (Ivoclar Amherst, NY)

**Ultratemp (Ultradent products GmbH, Germany)

Протокол за подготовка на зъбната повърхност на контролната група.

1. Почистване на зъбната повърхност с паста без флуор
2. Ецване на емайла (30 секунди) с фосфорна киселина (37% H_3PO_4)
3. Измиване – 30 секунди
4. Нанасяне на праймер
5. Нанасяне на адхезив
6. Не се полимеризира
7. Залепване на фасетата с композитен цимент
8. Фотополимеризация

Метод за подготовка на емайловата зъбна повърхност чрез лазерна аблация при пациентите от втората експериментална група.

Приложихме е следния режим:

А. Физикални параметри на лазерния лъч: изходна мощност $P(W)$ - 1[W], честота – 50 [Hz], хидрокинетичен режим - 10% вода/15% въздух, тип М6 с диаметър (d) - 0.3mm, дължина на типа (L) - 6mm, неконтактен метод на облъчване – повече от 1,5 мм отстояние от емайловата повърхност.

Основен критерий за оценка на разграпяването по метода на ЛАбе матирането на емайловата повърхност. В следващия протокол е представена последователността на изпълнение по метода ЛА.

Последователност на етапите на изпълнение по метода ЛА.

1. Почистване на зъбната повърхност с паста без флуор
2. Неконтактен метод на облъчване – повече от 1,5 мм отстояние от емайловата повърхност
3. Режим: 1 W мощност, хидрокинетичен режим - 10% вода/15%

въздух

4. Нанасяне на самоадхезивен композитен цимент
5. Залепване на фасетата
6. Фотополимеризация

Метод за подготовка на емайловата зъбна повърхност за циментиране със самоадхезивен композитен цимент.

Етапите на изпълнение на метода са описани в следния ред:

Метод за подготовка на емайловата зъбна повърхност за циментиране със самоадхезивен композитен цимент.

1. Почистване на зъбната повърхност с паста без флуор
2. Ецване на емайла за 30 секунди с фосфорна киселина (37% H_3PO_4)
3. Измиване – 30 секунди
4. Нанасяне на самоадхезивен композитен цимент
5. Залепване на фасетата
6. Фотополимеризация

Описанието на всички етапи на подготовка на керамичната повърхност и апликация са както следва:

Подготовка и апликационен протокол за керамични ламинирани фасети.

1. Ецване с флуороводородно киселина (1 минута)
2. Измиване с вода (1 минута)
3. Почистване в ултразвукува вана с дестилирана вода (5 минути)
4. Нанасяне на силан и изпаряване (1 минута)
5. Нанасяне на адхезив (без фотополимеризация)
6. Апликация на цимент на фасетата

7. Поставяне на фасетата на зъба
8. Фотополимеризация (3 секунди)
9. Почистване на излишния цимент
10. Апликация на глицеринов гел и фотополимеризация на букалната, инцизалната и проксимални страни (40 секунди всяка)

Керамичните фасети бяха лабораторно въздушно-пясъчно разграпавени(ВПП). Вътрешните повърхности на керамичните и порцеланови фасети бяха ецвани с 9.5% флуороводородна киселина за една минута. След измиване и подсушаване, беше нанесен силан MonobondS* в продължение на две минути. Зъбните повърхности бяха ецвани в продължение на 30 секунди за емайл. След това бяха измити в продължение на 20 секунди с вода и подсушени. Адхезивната система Syntac**, беше приложена според инструкциите на производителя, след което фасетите бяха фиксирани със светлиннополимеризиращ композитен цимент VariolinkVeneer***. След светлинно полимеризиране за 3 секунди, излишният цимент беше отстранен веднага със сонда и конец за апроксималните повърхности. След което конструкцията беше приложена на светлиннаполимеризация за 40 секунди от всяка страна. Оклузията беше проверена след полимеризацията. При необходимост конструкцията се ажустира и при динамична оклузия.

*MonobondS (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liachtenstein)

**Syntac (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liachtenstein)

***VariolinkVeneer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liachtenstein)



Фиг. 22. След циментиране на фасетите – 11, 12, 13, 21, 22, 23.

На фигура 22 е представен външният вид на пациента И.Р. след трайно фиксиране със самоадхезивен композитен цимент на керамични фасети веднага след завършване на реставрирането. Предварителната подготовка на зъбния емайл беше направена по метода ЛА.

На фигура 23 е представен пациента М. В. на 34 години, с кариес резистентно съзъбие и добър пародонтален статус. На снимката се наблюдава естетичния резултат. Зъбите изглеждат естествено и пациентът е доволен от естетичния резултат.



Фиг.23. Пациент с фиксирани фасети със самоадхезивен композитен цимент – 11, 12, 13, 21, 22, 23.

➤ Оценка на конструкциите

След период от девет години, модифицирани USPHS (UnitedStatesPublicHealthSystem) критерии на Американската дентална асоциация (АДА) бяха използвани за оценка на качеството на конструкциите. В таблица 12 са представени основните критерии за оценка, като с 0 и 1 са отбелязани приемливите резултати, а с 2,3,4 – са отбелязани неприемливите резултати.

Таблица 12. Модифицирани USPHS критерии на Американската дентална асоциация за оценка на конструкциите.

Категория	Оценка		Критерии
	Приемлив	Неприемлив	
Анатомична форма	0		Конструкцията съответства на зъбната анатомия
	1		Конструкцията е леко свръхконтурирана, апроксималните контакти са леко отворени
		2	Конструкцията е свръхконтурирана, експозиция на дентин
		4	Конструкцията липсва частично или изцяло, наличие на фрактурирани зъбни тъкани, травматична оклузия, болка в зъба
Маргинална адаптация	0		Конструкцията е продължение на естествената анатомична форма на зъба, сондата не закача. Гладки ръбове
	1		Сондата закача, но не се вижда пукнатина. Всички граници са затворени, но има наличие на малки пукнатини.

		2	Забелязва се пукнатина до маргиналният ръб, има експозиция на дентин
		3	Конструкцията е отлепена от едната страна
		4	Конструкцията е отлепена
Маргинално оцветяване	0		Липса на оцветяване
	1		Леко оцветяване, което може да бъде полирано
		2	Очевидно оцветяване, което не може да бъде полирано
		3	Силно оцветяване
Повърхност на грапавина	0		Гладка повърхност
	1		Леко грапава
		2	Грапава, не може да бъде полирана
		3	Повърхността е набраздена, неравномерни бразди
Съответствие на цвета	0		Много добро съвпадение на цвета
	1		Добро съответствие на цвета
	2		Леко несъответствие на цвета
		3	Очевидно несъответствие, извън достижимите граници
		4	Голямо несъответствие
Фрактура на реставрацията	0		Липса на фрактура
		1	Малки напукани линии върху реставрацията
		2	Малки отчупвания от реставрацията (до 1/4 от реставрацията)
		3	

		4	Средни отчупвания от реставрацията (до 1/2 от реставрацията)
		5	Големи отчупвания (3/4 от реставрацията)
			Отлепване на реставрацията
Фрактура на зъба	0 1		Липса на фрактура Наличие на малки пукнатини

IV.2.5. Електронно измерване и сравнителен анализ на ширината на централните резци

Беше използван мануален метод за измерване с електронен шублер, който отчита две деления след милиметъра – 0,00mm. На всеки участник от изследването беше измерена ширината на зъби 11и 21.

Допълнително, бяха взети отпечатъци на същата група студенти с цели лъжици със зъби и необратим хидроколоиден отпечатъчен материал Hydrogum*. Моделите бяха отлети с твърд гипс III клас Elite model fast**.

Беше измерена максималната мезиодистална ширина вестибуларно. Отбелязани бяха възрастта и пола на участниците.

Медиодистална ширина на зъба (МДШ) се определя като най-голямото разстояние между медиалните и дистални контактни точки на апроксималните повърхности на зъбната коронка.

*Hydrogum (Zhermack, Italy)

**Elite model fast (Zhermack, Italy)

Всички измервания бяха направени от вестибуларната страна на зъба и измерени в милиметри и до две деления след нулата. На фигура 24 е представено измерване на ширината на централните резци с електронен шублер.



Фиг. 24. Измерване на ширината на централния резец с електронен шублер.

IV.2.6. Статистически методи на изследване

1. Методи за проверка на хипотези

5.1.1. Параметрични методи:

– Т-тест на Стюдънт за две независими извадки – за сравняване на средните на независими извадки (*Independent Samples T-Test*) при проверка за равенство на средните стойности.

– Еднофакторен (One-way ANOVA) дисперсионен анализ за съпоставка на количествено измерими показатели при повече от две групи и оценка на комбинираното влияние на няколко фактора. Приложен е и Post Hoc Multiple Comparisons test след установяване на статистически значима разлика между групите за анализиране на разликите по двойки.

5.1.2. Непараметрични методи:

– Метод на Колмогоров-Смирнов – проверка за нормалност на разпределението на количествена променлива.

– Тест на Mann-Whitney за съпоставка на две независими извадки, измерени с рангова скала или при количествени величини с разпределение, различно от нормалното.

– Тест на Kruskal-Wallis – при съпоставка на повече от две независими извадки, измерени на рангова скала или при количествени величини с разпределение различно от нормалното.

2. Описателни методи:

5.2.1. Вариационен анализ на количествени променливи – намиране на средни стойности, стандартни отклонения,

стандартни грешки на средната, определяне на доверителни интервали.

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

3. Графични изображения

За статистически анализи, интерпретиране и представяне на данните получени при изследванията, свързани с дисертационния труд, беше използвана статистическата програма SPSS (*SPSS Inc., IBM SPSS Statistics*) – версия за Windows 19.0 и Microsoft Office Excel 2007.

Статистически анализ на лабораторно проведените изследвания ще бъде проведен чрез мултифакторен анализ на (ANOVA), като се вземат под внимание ефектите на взаимодействията. В първият анализ всички данни ще бъдат анализирани чрез ANOVA за ефектите на циментиращият агент, метод на полимеризация и време. В следващият етап на статистическата обработка отделни два статистически анализа ще се проведат, като в първия ще се отчита само времето, с наименование t_1 (150 дни съхранение във вода) и t_2 (150 дни съхранение във вода и 37,500 термоцикъла) съдържащ основния ефект; циментиращия агент и метода на полимеризация. Всички тестове ще бъдат представени на ниво на значимост от $\alpha = 0.05$.

V. РЕЗУЛТАТИ

V. 1. Резултати от лабораторен микротест за якост на опън на адхезивен цимент към емайлови образци.

В таблици са представени резултатите от лабораторния микротест на якост на опън на четирите експериментални групи и на контролната група. С цифра е означен номерът на групата образци, а с Т пред нея – микротест на якост на опън на същата група, но след проведено термоциклиране.

Таблица 13. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на контролната група.

Код	Показател	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
101		a*			1.8	12.8	1.0
102		a	64.7	15.6			
103		r**					
104		a	41.2	9.9			
105		a	46.0	11.1			
106		a	55.7	13.4			
107		a	47.2	11.4			
108		a	61.1	14.7			
109		a	50.6	12.2			
110		a	54.0	13.1			
111		a	62.4	15.0			
112		a	52.2	12.6			
113		a	49.8	12.3			

В таблица 13 са представени резултатите от проведения микротест на якост на опън. При тази група емайловата зъбна повърхност беше третирана в следната последователност: ецване с 37% фосфорна киселина – 30 секунди и измиване, нанасяне на свързващ агент Excite DSC*,

*Excite DSC(Ivoclar Vivadent,Schaan, Liechtenstien)

в следствие нанасяне на композитния цимент Variolink II*.

Таблица 14. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на контролната група след термоциклиране.

Показател Код	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
T 101	г	16.6	4.0	2.4	8.4	1.3
T 102	а	39.5	9.5			
T 103	а	58.7	14.1			
T 104	г	29.0	7.0			
T 105	а	29.8	7.2			
T 106	а	33.8	8.1			
T 107	а	39.9	9.6			
T 108	а	31.2	7.5			
T 109	а	38.0	9.2			
T 110	а	37.1	8.9			
T 111	а	31.8	7.7			
T 112	а	26.5	8.1			

В таблица 14 са показани резултатите от проведен лабораторен микротест на якост на опън на контролната група след термоциклиране.

Таблица 15. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на първа експериментална група.

Показател Код	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
201	а	9.3	2.2	1.0	3.4	0.5
202	а	17.1	4.1			
203	а	24.0	5.8			
204	а	12.4	3.0			
205	а	14.5	3.5			
206	а	11.6	2.8			
207	а	11.3	2.7			
208	а	15.4	3.7			
209	а	10.1	2.4			
210	а	12.5	3.0			
211	а	17.0	4.1			
212	а	13.5	3.3			

*Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien)

На таблица 15 са представени резултатите от проведен лабораторен микротест на якост на опън на първа експериментална група. На емайловата повърхност беше нанесен самоадхезивен композитен цимент Maxcem Elite* по инструкциите на производителя без предварителна подготовка на ТЗТ.

В таблица 16 са обозначени резултатите от проведен лабораторен микротест на якост на опън на първа експериментална група след термоциклиране.

Таблица 16. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на първа експериментална група след термоциклиране.

Код \ Показател	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
T 201	a	21.9	5.3	1.1	3.2	0.6
T 202	a	6.5	1.6			
T 203	a	5.5	1.3			
T 204	a	13.9	3.3			
T 205	a	17.0	4.1			
T 206	a	15.9	3.8			
T 207	a	16.6	4.0			
T 208	a	11.4	2.7			
T 209	a	15.7	3.8			
T 210	a	9.6	2.3			
T 211	a	17.5	4.2			
T 212	a	10.3	2.5			
T 213	a	9.9	2.4			
T 214	a	12.0	2.9			

В таблица 17 са представени резултатите от проведен лабораторен микротест на якост на опън на втора експериментална група.

*Maxcem Elite(Kerr Corporation, Orange, USA)

Таблица 17. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на втора експериментална група.

Код \ Показател	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
302	e-e					
303	a	16.0	3.9			
304	a	48.9	11.8			
305	a	62.1	15.0			
306	a	18.4	4.4			
307	a	46.2	11.1			
308	a	44.4	10.7			
309	a	39.8	9.6		10.1	1.6
310	a	41.0	8.9			
311	a	32.7	7.9			
312	a	44.6	10.7			
313	a	38.4	9.3			
314	a	50.7	12.2			
315	a	48.0	11.6			
316	a	42.2	10.2			

Предварителната подготовка на емайловата зъбна повърхност включваше следните етапи: предварително ецване с 37% фосфорна киселина – 30 секунди и измиване, нанасяне на самоадхезивен композитен цимент Maxcem Elite.

Таблица 18. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на втора експериментална група след термоциклиране.

Код \ Показател	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
T 301	a	5.3	1.3			
T 302	e-e	30.4	7.3			
T 303	a	10.4	2.5			
T 304	a	17.7	4.3			
T 305	a	29.8	7.2			
T 306	a	42.0	10.1	2.4	5.5	1.3
T 307	a	21.1	5.1			
T 308	a	19.2	4.6			
T 309	a	26.3	6.3			
T 310	a	30.7	7.4			
T 311	a	20.6	5.0			
T 312	a	18.1	4.4			

В таблица 18 са изложени резултатите от проведен лабораторен микротест на якост на опън на втора експериментална група след термоциклиране.

В таблица 19 са представени резултатите от проведен лабораторен микротест на якост на опън на трета експериментална група.

Таблица 19. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на трета експериментална група.

Код \ Показател	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
401	c-c****	33.9	8.2	1.7	9.8	1.0
402	a	26.4	6.4			
403	a	49.0	11.8			
404	a	53.6	12.9			
405	a	40.6	9.8			
406	e-e	40.1	9.7			
407	a	38.8	9.3			
408	a	35.7	8.6			
409	a	47.2	11.4			
410	a	42.8	10.3			
411	a	40.7	9.8			
412	a	39.8	9.6			

Предварителната подготовка на емайловата зъбна повърхност включваше: ецване с 30% фосфорна киселина за 37 секунди, измиване и нанасяне на самоадхезивния композитен цимент, Махсем Elite*.

В таблица 20 са описани резултатите от проведения лабораторен микротест на якост на опън на трета експериментална група след термоциклиране.

*Махсем Elite (Kerr Corporation, Orange, USA)

Таблица 20. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на трета експериментална група след термоциклиране.

Код \ Показател	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
T401	a	49.4	11.9	2.6	7.4	1.6
T 402	a	8.2	2.0			
T 403	a	42.5	10.2			
T 404	a					
T 405	r	26.7	6.4			
T 406	a	26.9	6.5			
T 407	a	42.5	10.2			
T 408	a	29.5	7.1			
T 409	a	28.8	6.9			
T 410	a	30.1	7.3			
T 411	a	26.9	6.5			
T 412	a	27.1	6.5			

В таблица 21 са представени резултатите от проведения лабораторен микротест на якост на опън на четвърта експериментална група.

Таблица 21. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на четвърта експериментална група.

Код \ Показател	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
501	a	22.5	5.4	0.7	4.1	0.4
502	r					
503	r	13.1	3.2			
504	a	15.2	3.7			
505	r	14.2	3.4			
506	a	20.1	4.8			
507	a	19.2	4.6			
508	a	18.2	4.4			
509	a	15.6	3.8			
510	a	19.1	4.6			
511	a	17.8	4.3			
512	a	14.9	3.6			
513	a	13.5	3.3			
514	a	15.7	3.8			

Предварителната подготовка на емайловата зъбна повърхност включваше ЛА със следния режим на работа: 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух, нанасяне на самоадхезивния композитен цимент Махсем Elite (Kerr Corporation, Orange, USA).

В таблица 22 са онагледени резултатите от проведения лабораторен микротест на якост на опън на четвърта експериментална група след термоциклиране.

Таблица 22. Резултати от проведен лабораторен микротест на якост на опън на четвърта експериментална група след термоциклиране.

Показател Код	тип	F [N]	G [MPa]	SD	Mean	CI
T501	e-e	6.6	1.6	1.3	3.9	0.7
T502	e-e	10.4	2.5			
T503	r	19.3	4.7			
T504	r					
T505	a	13.0	3.1			
T506	a	16.0	3.9			
T507	a	11.2	2.7			
T508	a	28.8	6.9			
T509	r	24.3	5.9			
T510	a	17.8	4.3			
T511	a	13.6	3.3			
T512	a	15.4	3.7			
T513	a	17.3	4.2			
T514	a	15.9	3.8			
T515	a	18.5	4.5			
T516	r	16.6	4.0			

Забележки:

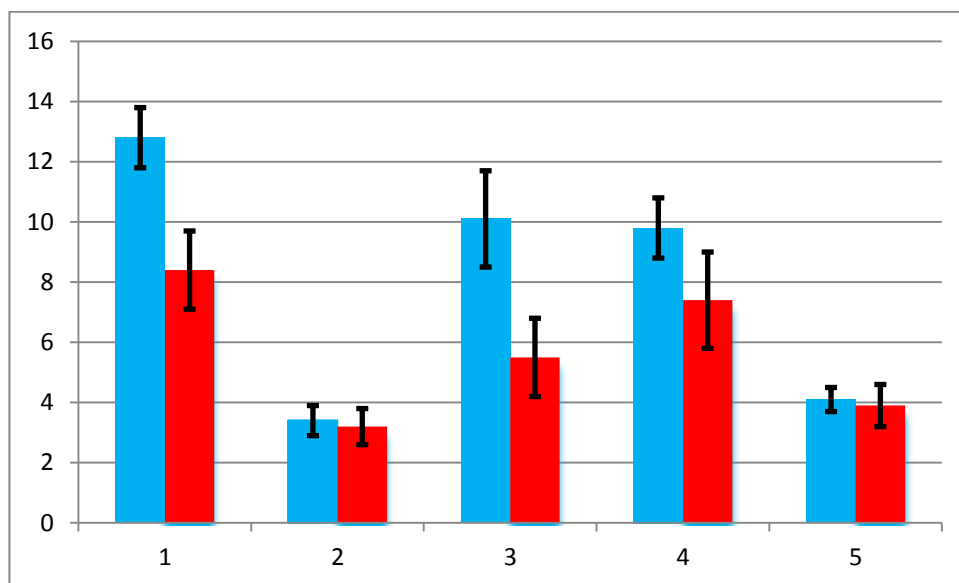
a* Разрушаване в областта на адхезивния слой, без възможност за определяне типана разрушаване – адхезивно, кохезивно структурно или смесено.

r** Разрушаване в областта на епоксидната връзка. Това е относителен белег за по-висока якост на интересуващата ни област – обемът около адхезивния циментов слой.

e-e*** Разрушаване в обема на емайловата зъбна тъкан – структурен тип на разрушаването. Също относителен белег за по-висока якост на интересуващата ни област – обемът около циментовия адхезивен слой. При стойност, съизмерима със средната стойност за разрушаване тип "а" в същата подгрупа, могат да се включат за съвместна статистическа обработка.

c-c**** Разрушаване в обема на композита – структурен тип на разрушаването. Също относителен белег за по-висока якост на интересуващата ни област – обемът около адхезивния слой. Стойностите, които са в околността на средната стойност за разрушаване тип "а", могат да се добавят за статистическия анализ.

На фигура 25 са представени сравнителните стойности за измерената якост на опън (в МРа) на адхезивната връзка между различно третирана емайлова зъбна повърхност.



Фиг. 25. Графично представяне на резултатите от теста на якост на опън на петте изследвани групи

В син цвят са обозначени резултатите 24 часа след адхезивното свързване, а в червено – след термоциклично стареене (1000 цикъла в температурен интервал 5 – 55 °C и престой във всяка вана от по 30 s).

Черните вертикални линии са статистическите данни за т.нар. доверителни интервали. В тези граници (с 95% вероятност) се намира истинската средна стойност за дадената серия. Различната им дължина се дължи на различната стойност на стандартното отклонение на резултатите във всяка група.

Средните стойности от лабораторният микротест за якост на опън са представени на фигура 7. Аплицирането на самоадхезивния цимент след предварително проведена ЛА или апликация на 37% фосфорна киселина повишава значително стойностите от микротеста за якост на опън след термоциклиране. Анализът на повърхностите при неецвания емайл потвърждава липсата на добра адхезивна връзка на цимента с емайла и наблюдаваната фрактура е предимно адхезивна. Докато при ецвания емайл се наблюдава смесен или кохезивен неуспех.

Групите са разпределени както следва:

А. Контролна група: ецване с 37% фосфорна киселина – 30 секунди и измиване, нанасяне на свързващ агент Excite DSC*, в последствие и композитния цимент Variolink II**.

В. Нанасяне на самоадхезивния композитен цимент Maxcem Elite*** върху емайловата зъбна повърхност, без допълнително третиране на ТЗТ.

*Excite DSC(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien)

**Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien)

***Maxcem Elite(Kerr Corporation, Orange, USA)

С. Предварително ецване на емайловата зъбна повърхност с 37% фосфорна киселина – 30 секунди и измиване, нанасяне на самоадхезивния композитен цимент Махсем Elite.

Д. Предварително ецване на емайловата зъбна повърхност с 30% фосфорна киселина – 37 секунди, измиване и нанасяне на самоадхезивния композитен цимент Махсем Elite.

Е. Предварително проведена ЛА на емайловата зъбна повърхност със следния режим на работа: 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух. Нанасяне на самоадхезивния композитен цимент Махсем Elite.

В таблица 23 е представен сравнителния анализ на изследваните групи.

Таблица 23. Сравнителен статистически анализ на изследваните групи.

Групи Показател	А	В	С	Д	Е	Общо
N	11	12	14	12	13	62
sum $\sum xi$	141.30	40.60	137.30	117.80	52.90	489.90
mean \bar{x}	12.84	3.38	9.80	9.81	4.06	7.90
sum of squares $\sum x^2i$	1,845.69	147.82	1,458.71	1,188.68	220.59	4,861.49
sample variance s^2	3.06	0.95	8.62	2.93	0.44	16.23
sample std. dev. s	1.75	0.97	2.93	1.71	0.66	4.02
std. dev. of mean $SE\bar{x}$	0.52	0.28	0.78	0.49	0.18	0.51

Легенда:

А- Контролна група

В- Първа експериментална група

С- Втора експериментална група

Д- Трета експериментална група

Е- Четвърта експериментална група

Р-стойността, съответстваща на F-статистиката на еднопосочна ANOVA е по-ниска от 0.05, което предполага, че

една или повече от изследваните групи са значително различни (Таблица 24).

Таблица 24. Резултати от дисперсионния анализ ANOVA.

показател източник	df	SS	MS	F	P-value
Междугрупова	4	799,61	199,90	59,69	<0.01
Вътрегрупова	57	190,87	3,34		
Обща	61	990,48			

Легенда:

df- степени на свобода

SS- сума от квадратите

MS- стойност на средните квадрати

F- F статистика

Представените по-долу цветно кодирани резултати (червени за незначителни, зелени за значими) оценяват дали $Q_{i, j} > Q_{critical}$ за всички съответни двойки изследвани групи след проведените post-hoc тестове. В допълнение, ние също така представяме значението (p-стойност) на наблюдаваната Q-статистика $Q_{i, j}$ (Таблица 25).

Таблица 25. Резултати от post-hoc Tukey HSD Test.

Показател Сравнения	Tukey HSD Q statistic	Tukey HSD p-value	Tukey HSD inference
A vs B	17.5181	0.0010053	** p<0.01
A vs C	5.8277	0.0011328	** p<0.01
A vs D	5.6075	0.0018702	** p<0.01
A vs E	16.5556	0.0010053	** p<0.01
B vs C	12.6193	0.0010053	** p<0.01
B vs D	12.1783	0.0010053	** p<0.01
B vs E	1.3241	0.8725653	insignificant
C vs D	0.0187	0.8999947	insignificant
C vs E	11.5128	0.0010053	** p<0.01
D vs E	11.0954	0.0010053	** p<0.01

Сравнителния анализ на изследваните групи след термоциклиране е представен в таблица 26.

Таблица 26. Сравнителен статистически анализ на изследваните групи.

Групи Показател	A	B	C	D	E	Общо
N	12	14	12	11	15	64
sum $\sum xi$	100.90	44.20	65.50	81.50	59.10	351.20
mean \bar{x}	8.41	3.15	5.45	7.41	3.94	5.48
sum of squares $\sum x^2i$	908.67	155.56	419.55	672.71	256.83	2,413.32
sample variance s^2	5.47	1.23	5.63	6.88	1.71	7.71
sample std. dev. s	2.34	1.10	2.37	2.62	1.30	2.77
std. dev. of mean $SE\bar{x}$	0.67	0.29	0.68	0.79	0.33	0.34

Легенда:

A- Контролна група

B- Първа експериментална група

C- Втора експериментална група

D- Трета експериментална група

E- Четвърта експериментална група

P-стойността, съответстваща на F-статистиката на еднопосочна ANOVA е по-ниска от 0.05, което предполага, че една или повече от изследваните групи са значително различни (Таблица 27).

Таблица 27. Резултати от дисперсионния анализ ANOVA.

Показател източник	df	SS	MS	F	P-value
Междугрупова	4	254.95	63.7381	16.2683	<0.01
Вътрегрупова	59	231.15	3.9179		
Обща	63	486.11			

Легенда:

df- степени на свобода

SS- сума от квадратите

MS- стойност на средните квадрати

F- F статистика

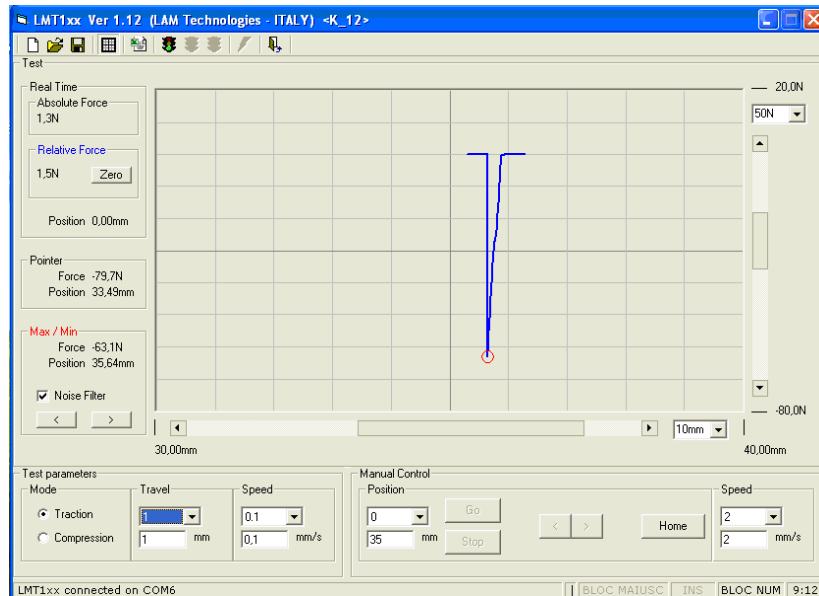
Представените по-долу цветно кодирани резултати (червени за незначителни, зелени за значими) оценяват дали $Q_{i,j} > Q_{critical}$ за всички съответни двойки изследвани групи. В допълнение, ние също така представяме значението (p-стойност) на наблюдаваната Q-статистика $Q_{i,j}$ (Таблица 28).

Таблица 28. Резултати от post-hoc Tukey HSD Test.

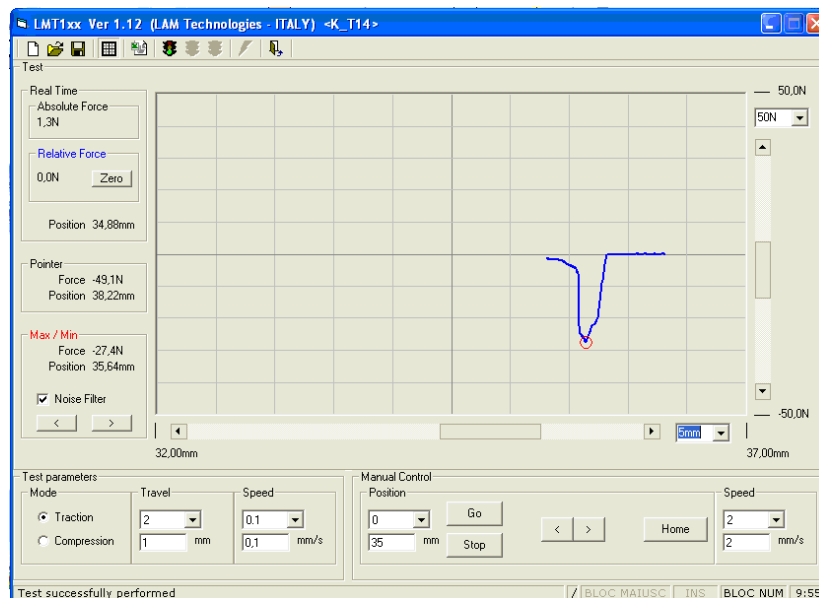
Показател Сравнения	Tukey HSD Q statistic	Tukey HSD p-value	Tukey HSD inference
A vs B	9.5370	0.0010053	** p<0.01
A vs C	5.1628	0.0048739	** p<0.01
A vs D	1.7103	0.7203678	insignificant
A vs E	8.2430	0.0010053	** p<0.01
B vs C	4.1793	0.0349702	* p<0.05
B vs D	7.5399	0.0010053	** p<0.01
B vs E	1.5052	0.8012443	insignificant
C vs D	3.3390	0.1405709	insignificant
C vs E	2.8010	0.2882014	insignificant
D vs E	6.2439	0.0010053	** p<0.01

1. Всички пробни тела се разрушават крехко (фигури 27 и 28). За якост на изпитвания образец е приета максималната регистрирана стойност на натоварващата сила, независимо от характера на разрушаване.

2. При самоадхезивния цимент е необходимо по-силно притискане на повърхностите, с цел да се избегнат празни пространства по свързващата повърхност.

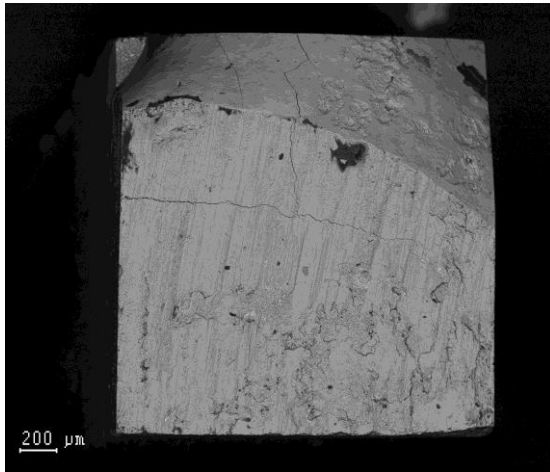


Фиг. 26. Типична якостно-деформационна зависимост при крехко разрушаване на пробното тяло.

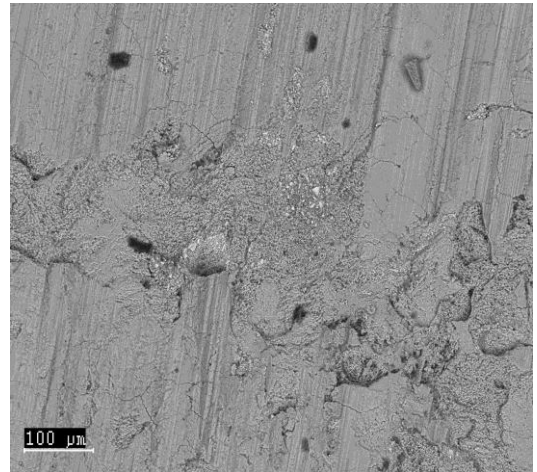


Фиг. 27. Якостно-деформационна зависимост при разрушаване на пробното тяло.

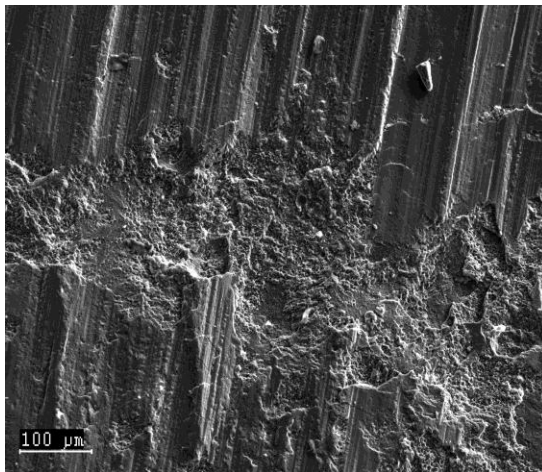
На следващите фигури са представени резултатите от СЕМ анализ на разлепените образци.



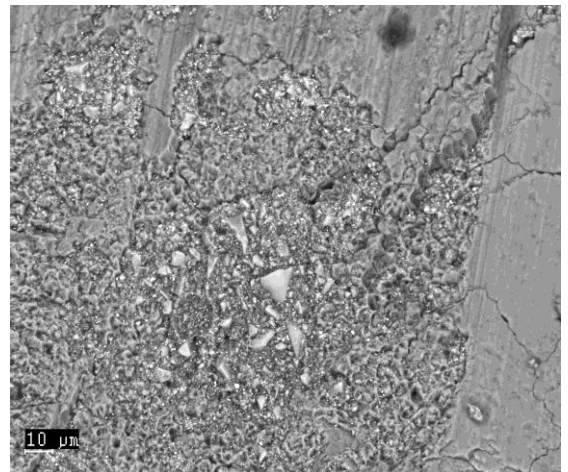
Фиг. 28. Образ в обратно отразени електрони (BSE). Тъмните участъци са остатъци от адхезив. Емайл. Ув. x 102.



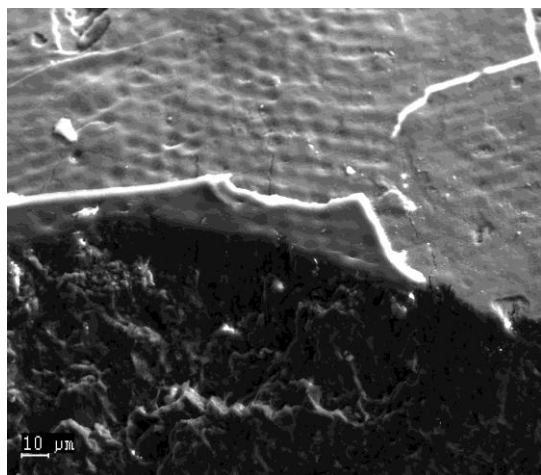
Фиг. 29. Остатък от композитен цимент (в средата със светли точки) върху емайл. Обратно отразени електрони (BSE). Ув. x 400.



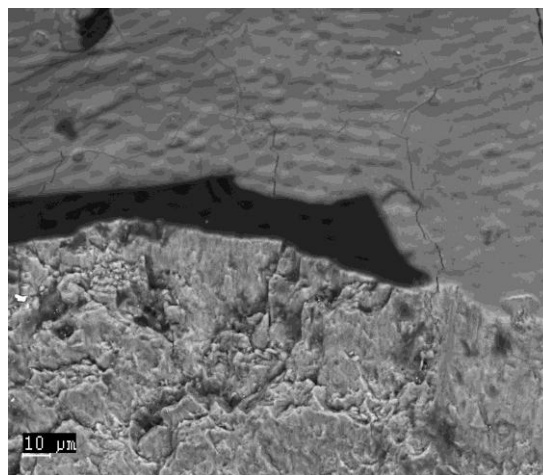
Фиг. 30. Същия детайл от фиг. 28 във вторични електрони (SE). Ув. x 400.



Фиг. 31. Същия детайл от фиг. 29 с композитен цимент (в средата) (BSE). Ув. x 1500.



Фиг. 32. Детайл от фиг. 31. От долу нагоре – композит –емайлови призми.(SE). Ув. x 1500.



Фиг. 33. Същия детайл от фиг.33 обратно отразени електрони. От долу нагоре – композит – празно пространство - емайлови призми.(BSE). Ув. x 1500.

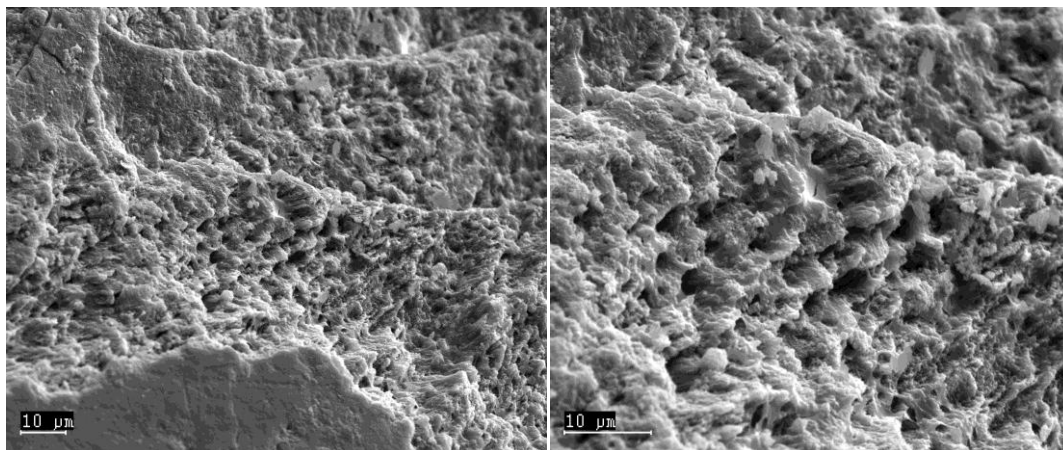
V.2.Резултати отСЕМ изследване на емайлови образци, с третирана с различен режим на лазерна аблация и с различна концентрация на фосфорна киселина

На фигура 34 е показан изглед на постигнатата ЛА при четирите приложени от нас режими на разграпавяване на емайловата зъбна повърхност, които са изследвани. Всеки един вид от тези аблации е бил подложен на СЕМ анализ.



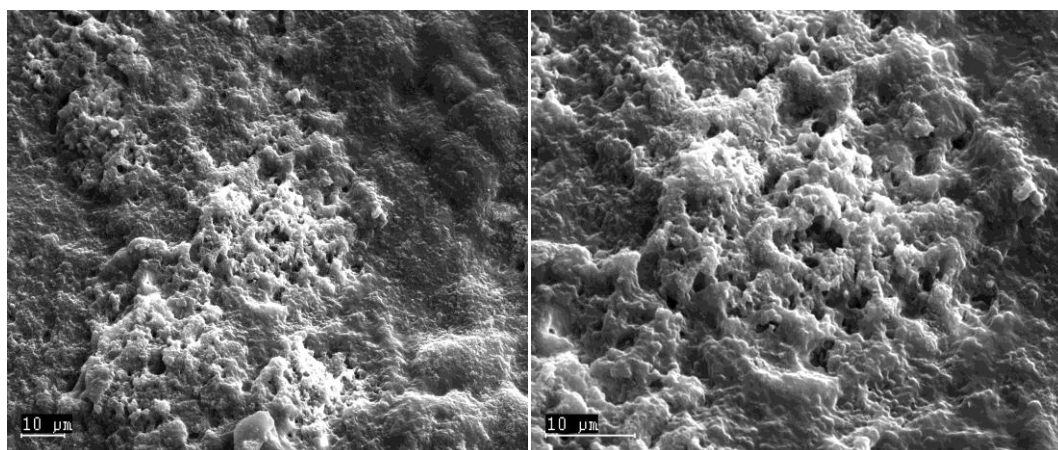
Фиг. 34.Изглед на постигнатата от нас ЛА при четирите приложени от нас режими на разграпавяване на емайла.

На фигура 35 е представен образец 1 с режим на работа 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух. Наблюдават се добре разкрити емайлови призми.



Фиг. 35 Емайлова зъбна повърхност, постигната от нас с ЛА със следния режим: 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух. 1310 X, 10 μm

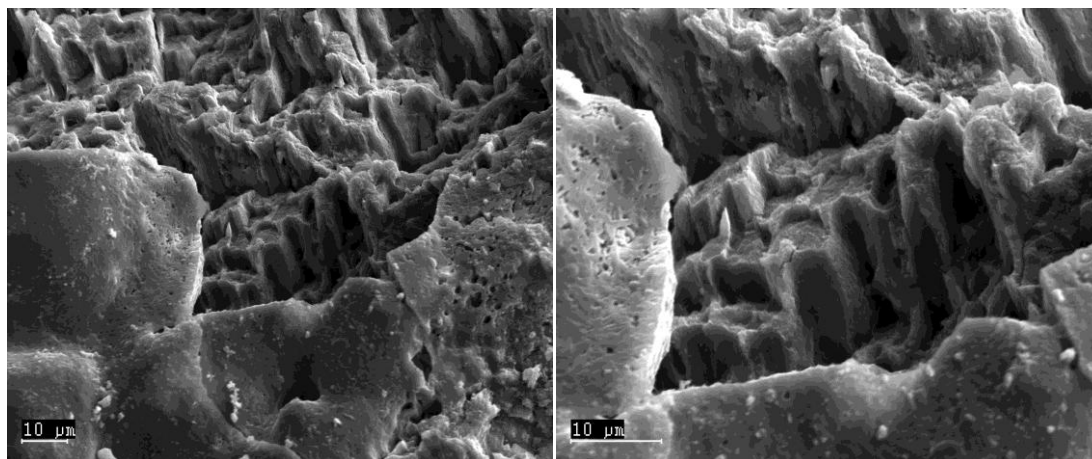
На фигура 36 е представен образец 2 с режим на работа 10 Hz, 1.25 W, 30% вода/30% въздух. Наблюдават се процеси на стапяне и разрушаване на емайловите призми.



Фиг. 36. Емайлова зъбна повърхност, постигната от нас с ЛА с режим на работа: 10 Hz, 1.25 W, 30% вода/30% въздух. 1310 X, 10 μm

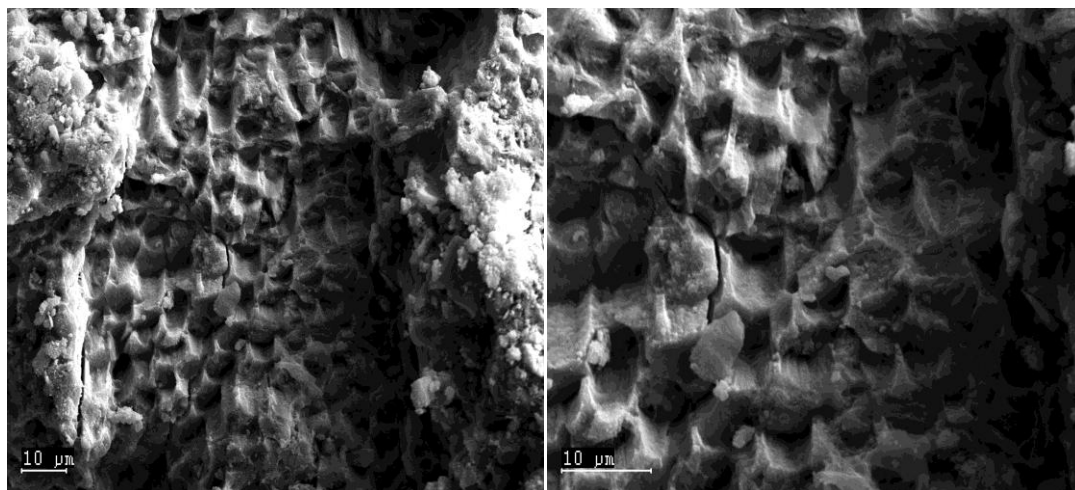
На фигура 37 е показан образец 3 с режим на работа 20 Hz, 1.5 W, 30% вода/60% въздух. Виждат се процеси на

разтапяне, формиране на канали на дегазация, участъци с прекристализирал хидроксилапатит.



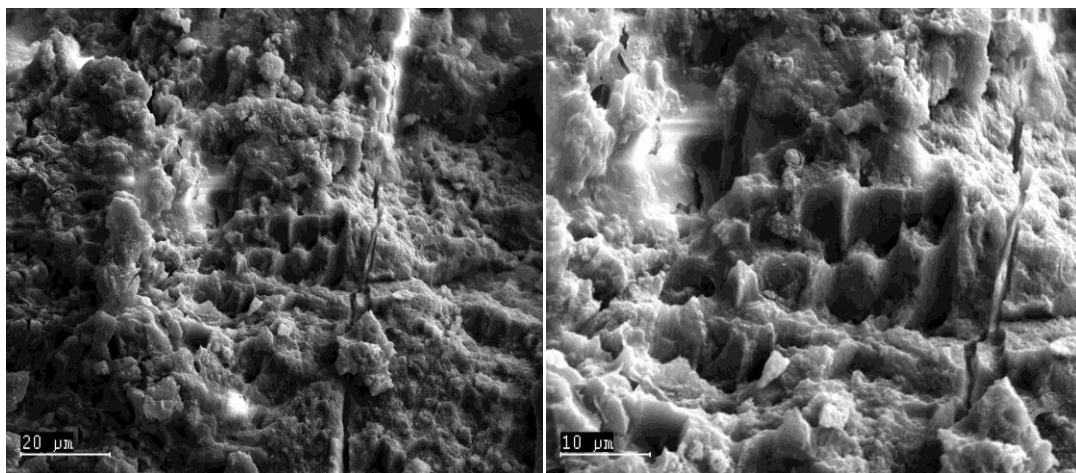
Фиг. 37. Емайлова зъбна повърхност, постигната от нас ЛА с режим на работа: 20 Hz, 1.5 W, 30% вода/60% въздух. 1310 X, 10 μm

На фигура 38 наблюдаваме образец 4 с режим на работа 20 Hz, 2.5 W, 20% вода/40% въздух. Виждаме процеси на взривяване и разтопяване.

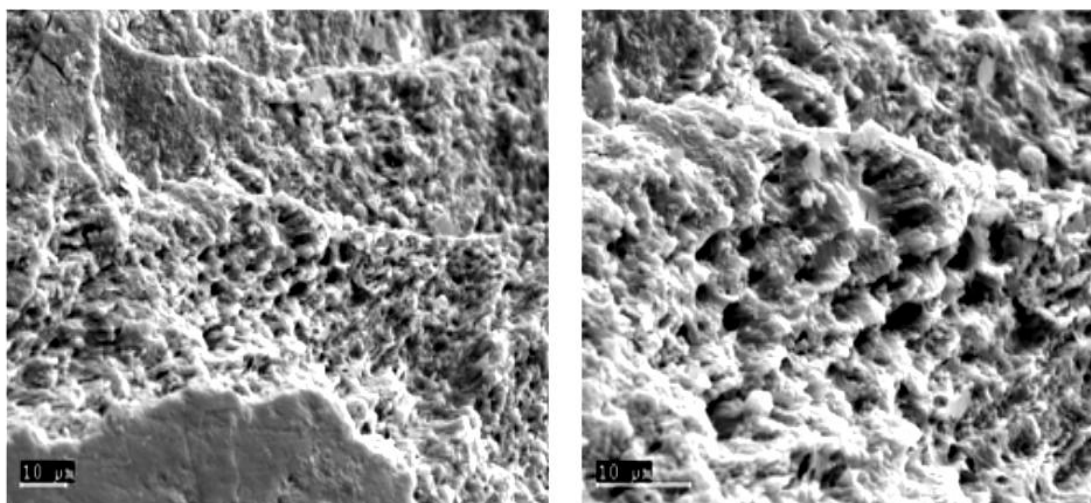


Фиг. 38. Емайлова зъбна повърхност, постигната от нас ЛА с режим на работа: 20 Hz, 2.5 W, 20% вода/40% въздух. 1310 X, 10 μm

На фигура 39 е показан образец 5 с режим на работа – ецване с 37% H_3PO_4 в продължение на 30 секунди, измиване с вода и подсушаване. Наблюдават се заоблени повърхности на емайловте призми, което е признак на разтваряне.



Фиг. 39. Ецване на емайлова зъбна повърхност с 37% H_3PO_4 в продължение на 30 секунди. 1310 X, 10μm



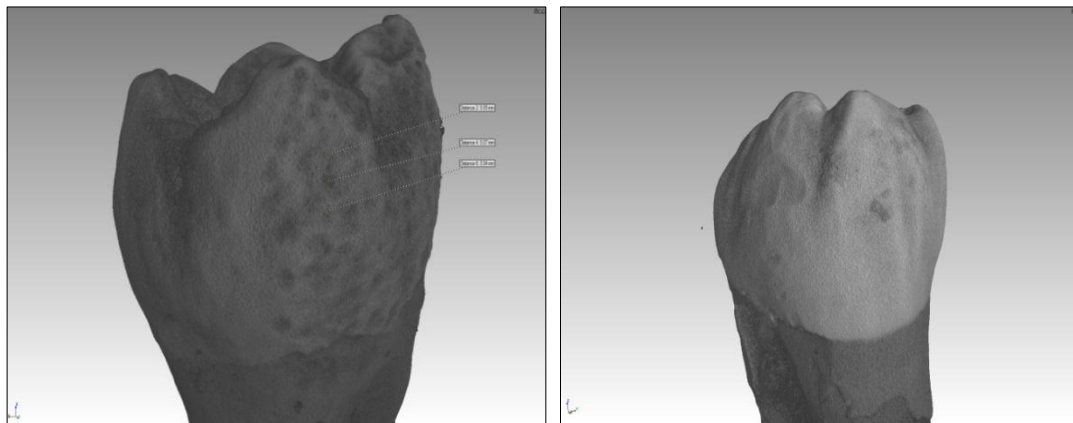
Фиг. 35. Резултати от SEM анализ след ЛА : 1W, 30 Hz, 10 % вода и 15% въздух

На фигура 35 (повтаря се от страница 115) и фиг. 39 е представен сравнителен анализ между повърхностния ефект на

разграпавяване с ЛА (снимката долу) и киселинното ецване (снимката горе), от който ясно личат грубото разчупване на емайловите призми при киселинното ецване и много фино, хомогенно разграпавяване с достатъчна дълбочина на кратерите в емайловите призми след ЛА.

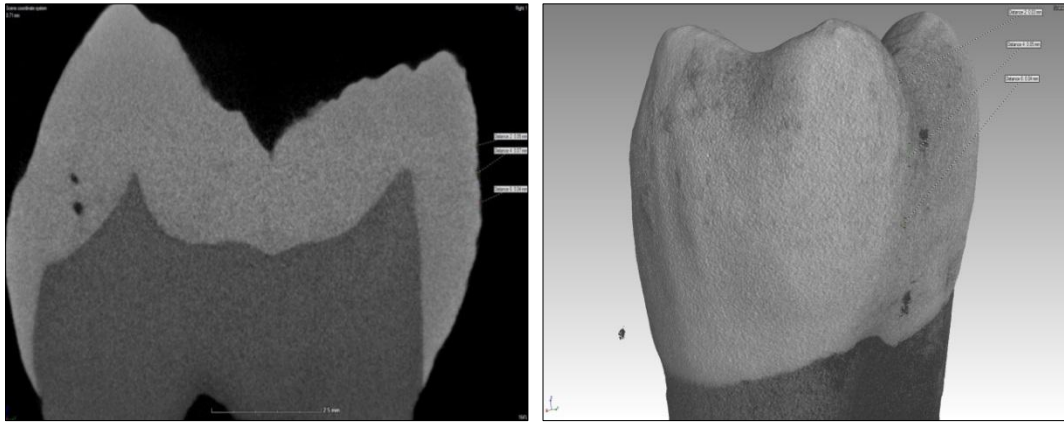
5.3. Резултати от компютърно-томографско изследване на зъби, обработени с различни режими на лазерна аблация

На фигура 40 е представена третирана с лазер зъбна повърхност на 3D модела на зъба, представен от компютърния томограф.



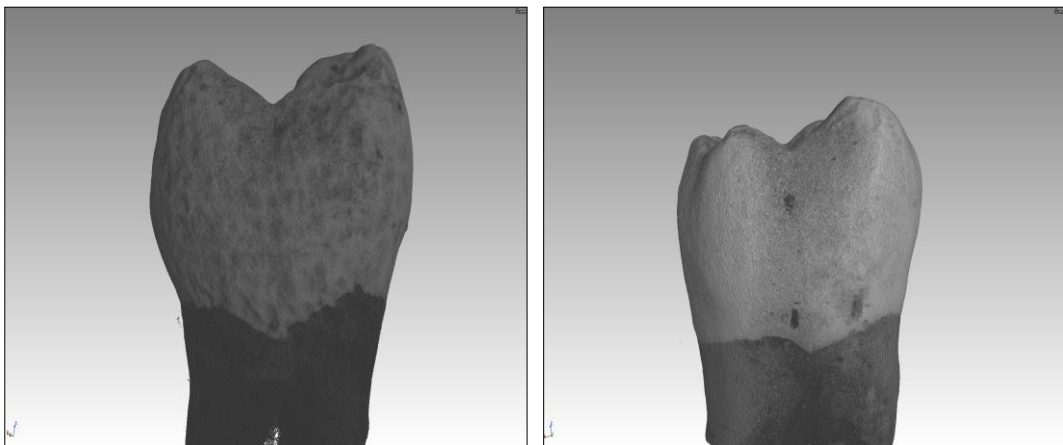
Фиг. 40. Изглед на зъбна повърхност, с приложена от нас ЛА.

На фигура 41 е представен томографски разрез на изследвания зъб с измерени дълбочина и ширина на ретентивните участъци, предизвикани чрез разграпяване по метода на ЛА.



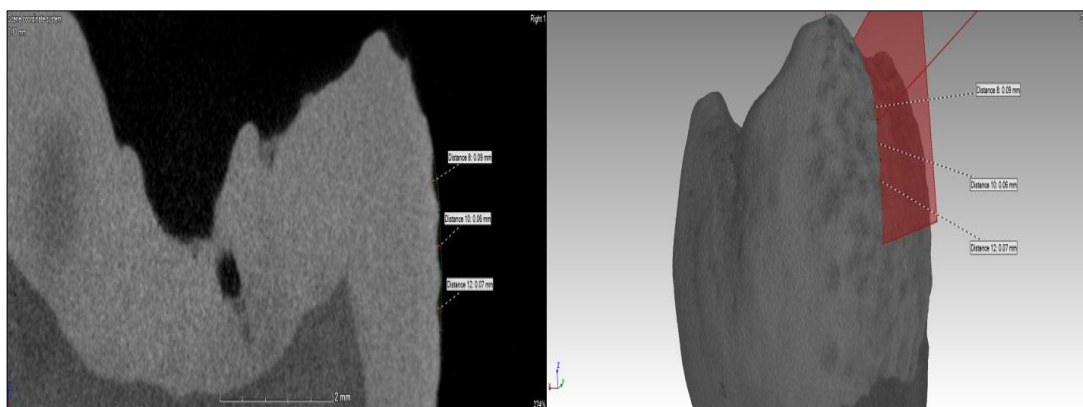
Фиг. 41. Томографски разрез на зъб, с приложена от нас ЛА.

На фигура 42 е представена томографска снимка на разграпавена вестибуларна повърхност на зъб, третиран по метода на ЛА.



Фиг. 42. Томографска снимка на зъб, с приложена от нас ЛА

На фигура 43 е посочен томографският разрез на зъбната повърхност, като са посочени и направените измервания.



Фиг. 43. Томографски разрез на зъбс приложена от нас ЛА с посочени измервания.

Резултатите на измерванията на третираните с различен режим на лазерна аблация зъби, са представени в таблици.

В таблица 29 са представени измерванията на дълбочината на микрокухините на зъбите, след лазерна аблация при четирите различни режима на работа и техните средни стойности.

Таблица 29. Сравнителен компютърно-томографски анализ на средните стойности на дълбочината на микрокухините в четирите режима.

Режим	Режим А	Режим В	Режим С	Режим D
Микрокухини				
1	0.04	0.05	0.04	0.13
2	0.04	0.07	0.07	0.11
3	0.04	0.04	0.06	0.10
4	0.04	0.09	0.04	0.20
5	0.04	0.06	0.06	0.13
6	0.04	0.07	0.03	0.11
7	0.04	0.04	0.03	0.10
8	0.02	0.07	0.04	0.20
9	0.05	0.07	0.07	0.06
10	0.04	0.06	0.06	0.12
n	10	10	10	10
Mean	0.039	0.062	0.05	0.126
$\sum X^2$	0.0157	0.0406	0.0272	0.176
St. Dev.	0.007	0.015	0.016	0.044

Резултатите от проведения дисперсионен анализ са показани в таблица 30.

Таблица 30. Резултати от еднофакторния дисперсионен анализ за дълбочината на микрокухините.

Показател източник	df	SS	MS	F	P-value
Междугрупова	3	0.046	0.015	24.7646	<0.0001
Вътрегрупова	36	0.022	0.001		
Обща	39	0.068			

Легенда:

df- степени на свобода

SS- сума от квадратите

MS- стойност на средните квадрати

F- F статистика

Стойността p , съответстваща на F-статистиката на дисперсионния анализ (ANOVA), е по-ниска от 0.05, което предполага, че дълбочината на микрокухините при една или повече групи се различават сигнификантно.

Резултатите от проведените постхок тестове за множествени сравнение са показани в таблица 31.

Таблица 31. Резултати от постхок тестовете на Туки (Tukey's HSD post hoc tests) за дълбочината на микрокухините.

Показател Сравнения	Tukey HSD Q statistic	Tukey HSD p-value	Tukey HSD inference
A vs B	2.9362	0.1802368	insignificant
A vs C	1.4043	0.7315825	insignificant
A vs D	11.1064	0.0010053	* $p < 0.01$
B vs C	1.5319	0.6817372	insignificant
B vs D	8.1702	0.0010053	* $p < 0.01$
C vs D	9.7021	0.0010053	* $p < 0.01$

Резултатите от статистическия анализ на измерената дълбочина на кухините демонстрират сигнификантна разлика

между първите три групи и четвъртата група. Първите три режима демонстрират хомогенност и няма сигнификантна разлика между техните стойности.

В таблица 32 са представени измерванията на ширината на микрокухините на зъбите, след проведена лазерна аблация при четирите различни режима на работа и техните средни стойности.

Таблица 32. Сравнителен компютърно-томографски анализ на средните стойности на ширината на микрокухините в четирите режима.

Режим	A	B	C	D
Микрокухини				
1	0.16	0.26	0.31	0.55
2	0.13	0.37	0.46	0.54
3	0.15	0.42	0.24	0.57
4	0.3	0.45	0.19	0.52
5	0.11	0.58	0.52	0.55
6	0.13	0.46	0.2	0.54
7	0.16	0.3	0.28	0.57
8	0.14	0.71	0.42	0.52
9	0.42	0.38	0.46	0.49
10	0.18	0.33	0.24	0.65
n	10	10	10	10
Mean	0.188	0.426	0.332	0.55
$\sum X^2$	0.438	1.9788	1.2358	3.0414
St. Dev.	0.097	0.135	0.122	0.043

Стойността p , съответстваща на F -статистиката на еднофакторния ANOVA, е по-ниска от 0.05, което предполага, че ширината на микрокухините при една или повече групи се различават сигнификантно (Таблица 33).

Таблица 33. Резултати от еднофакторния дисперсионен анализ за ширината на микрокухините.

Показател източник	df	SS	MS	F	P-value
Междугрупова	3	0.700	0.234	21.0879	<0.0001
Вътрегрупова	36	0.398	0.011		
Обща	39	1.099			

Легенда:

df- степени на свобода

SS- сума от квадратите

MS- стойност на средните квадрати

F- F статистика

Резултатите от проведените постхок тестове за множествени сравнение са показани в таблица 34.

Таблица 34. Резултати от постхок тестовете на Туки (Tukey's HSD post hoc tests) за ширината на микрокухините.

Статистика Подвойкови сравнения	Tukey HSD Q statistic	Tukey HSD p-value	Tukey HSD inference
A vs B	7.1529	0.0010053	* p<0.01
A vs C	4.3278	0.0207385	insignificant
A vs D	10.8796	0.0010053	* p<0.01
B vs C	2.8251	0.2078546	insignificant
B vs D	3.7267	0.0570846	insignificant
C vs D	6.5518	0.0010053	* p<0.01

При четирите групи, при които измерихме ширината на образуваните кухни, вследствие на различните режими на лазерна аблация, не се наблюдава хомогенност на получените резултатите при статистическия анализ. Наблюдават се значителни вариации между първа и втора и между първа и четвърта група.

V.4. Резултати от оценка по стандартни клинични критерии на минимално инвазивни адхезивно свързани керамични фасети

При клиничното наблюдение на керамични фасети основният неуспех беше свързан със загуба на ретенция и отлепване на една фасета от първа експериментална група през петата година. Подготовката на емайловата зъбна повърхност при тази група включваше ецване с 37% фосфорна киселина и аплициране на адхезивен цимент Maxcem Elite. Фасетата беше в добро състояние и беше циментирана отново. Установено беше леко маргинално оцветяване при шест от фасетите в първа експериментална група. При тази група беше наблюдавана и нарушена маргинална адаптация при една фасета.

Не са наблюдавани фрактури и пукнатини в керамиката, анатомичната форма на фасетите е запазена, липсва повърхностна грапавина. Установихме съответствие на цвета и удовлетвореност на пациентите. Не установихме наличие на вторичен кариес. При втора експериментална група беше наблюдавана една фасета с нарушена маргинална адаптация. При третата контролна група наблюдавахме леко маргинално оцветяване при две от фасетите (Фигура 44).



Фиг. 44. Леко маргинално оцветяване на зъб 22.

Резултатите от оценката по стандартни клинични критерии на керамичните фасети са представени в таблица 35.

Таблица 35. Оценка според стандартните клинични критерии на минимално инвазивни адхезивно свързани керамични фасети при трите групи.

Клинични Оценка Критерии		Групи		
		1 група	2 група	3 група
Маргинална адаптация	1	n=88	n=96	n=97
	2			
	3	n=1		n=1
	4			
Маргинално оцветяване	1	n=85	n=94	n=97
	2			
	3	n=6	n=2	n=1
	4			
Анатомична форма	1	n=88	n=96	n=98
	2			
	3			
	4	n=1		
Повърностна грапавина	1	n=89	n=96	n=98
	2			
	3			
	4			
Съответствие на цвета	1	n=89	n=96	n=98
	2			
	3			
	4			
Наличие на кариес	1	n=89	n=96	n=98
	2			
	3			
	4			
Фрактура на реставрацията	1	n=89	n=96	n=98
	2			
	3			
	4			
	5			



Фигура 45. Клинично състояние на 5 фасети (21 е обвивна керамична коронка) след 9 години.



Фигура 46. Разлепена фасета на зъб 23 през петата година

Денталните керамики представляват крехки материали с относително висока компресивна сила, но с ниски стойности на сила на опън и огъване. До голяма степен тяхната здравина се дължи и на адхезивното свързване на композитния цимент с ТЗТ и с ецваната с флуороводородна киселина керамична повърхност.

Стойността p , съответстваща на F -статистиката на дисперсионния анализ (ANOVA), е по-ниска от 0.05, което

предполага, че поне една от експерименталните групи, оценени по клинични критерии се различава сигнификантно от другите (Таблица 36).

Таблица 36. Резултати от еднофакторния дисперсионен анализ на експерименталните групи според клиничните критерии.

показател източник	SS	df	MS	F statistic	p-value
Междугрупова	0.2928	2	0.1464	3.6599	0.0270
Вътрегрупова	11.1984	280	0.0400		
Обща	11.4912	282			

Легенда:

df- степени на свобода

SS- сума от квадратите

MS- стойност на средните квадрати

F- F статистика

Резултатите от проведените постхок тестовена Туки за множествени сравнение са показани в таблица 37.

Таблица37. Резултати от постхок тестовете на Туки (Tukey's HSD post hoc tests) за сигнификантна разлика между групите.

Показател Сравнения	Tukey HSD Q statistic	Tukey HSD p-value	Tukey HSD inference
A vs B	3.3186	0.0512351	insignificant
A vs C	3.3555	0.0480004	* p<0.05
B vs C	0.0209	0.8999947	insignificant

Проведения статистически анализ на изследваните експериментални групи демонстрират сигнификантна разлика само между първаитретата група.

V.5. Резултати от сравнително изследване на ширината на централните резци на горна челюст

При 48 (36,36%) от студентите измерената медиодистална ширина на централните резци на горна челюст съвпада до две деления след милиметъра. Измерванията, проведени клинично и тези – на гипсови модели, съвпадат до две деления след милиметъра на електронния шублер.

Максималната отчетена разлика е 0.49 mm, а минималната – 0.4mm. Статистическите параметри от проведеното изследване са показани в таблица 38.

Таблица 38. Разпределение на стойностите за широчината на горните централни резци според пола и статистически показатели.

Показател Пол	n	X	SE	SD	Min - Max
Жени	72	8,54	0,079	0,76	7,29 - 9,66
Мъже	60	8,89	0,078	0,61	7,72 - 10,2

Силна позитивна връзка: корелация беше открита между левия и десния максиларен централен резец. Orozco Varo, A. и сътр. (205) също така забелязват асиметрия от 0.5 mm разлика между измерванията в лявата и дясната страна и определят това в нормалния порядък на асиметрията в човското тяло.

VI. ОБСЪЖДАНЕ

VI.1. Обсъждане на резултатите от лабораторно тестване на якост на опън на адхезивен цимент към емайлови образци

Съществува тенденция към намаляване и опростяване на броя на клиничните приложения при фиксиране на индиректни реставрации с композитни цименти. Поради тази причина при всички експериментални групи използвахме самоадхезивен композитен цимент Maxcem Elite. Тези цименти трябва да отговарят на изискването за биосъвместимост към емайла и дентина, достатъчна функционална устойчивост, за да устоят на хидротермалните условия в устната кухина, и на дъвкателното налягане. Взаимодействието между композитния цимент и ТЗТ осигурява добра първоначална адхезивна връзка, която е обект на механична и химична деградация. Оклузалните сили предизвикват механичната деградация, а химичната – е в резултат на хидролиза на изложените колагенови фибри и пластифициране на полимерната матрица. Намаляването на здравината на адхезивната връзка е и в резултат на всмукванена вода (282). Ето защо ние използвахме термоциклиране с цел изкуствено стареене на адхезивната връзка.

При препариране на емайловата зъбна повърхност с пилител, се образува размазан слой. Размазаният слой се дефинира като калцифицирани отломки, в резултат от редуцирането или инструментирането на дентина, емайла или цимента. Този ятрогенно продуциран слой от остатъци има отрицателно влияние върху всяка адхезивна връзка, формирана между срязани ТЗТ и възстановителен материал (160, 284).

Три стратегии се използват, за да се преодолее този размазан слой, ецване с фосфорна киселина и измиване, ЛА или използване на допълнителни свързващи агенти, които проникват зад този размазан слой и го свързват с ТЗТ. При самоадхезивните композитни цименти обосновката се състои в повърхностно деминерализиране на емайловата зъбна повърхност и симултантно инфилтриране на ецвания емайл с композит, и създаване на композитно подсилен хибриден слой. Когато за фиксиране на индиректна реставрация се използва самоадхезивен цимент, производителят твърди, че не е необходимо предварително третиране на емайла. Това твърдение противоречи с резултатите от микротеста на якост на опън, при който се увеличи здравината на връзката към емайла след предварително ецване с фосфорна киселина и приложение на ЛА. Предварителната хипотеза, че предварителното третиране на емайла с ЛА и с различна концентрация на фосфорната киселина, и времетраене не подобрява здравината на връзката на самоадхезивния цимент към емайла, се отхвърля.

При нашето изследване не установихме статистически значима разлика след термоциклиране между експерименталната група с киселинно ецване и ЛА на емайловата зъбна повърхност. Такава имаше при тестовете, които се проведоха 24 часа след залепването. При предварителната подготовка на емайла с избрания от нас режим на ЛА нямаше статистически значима разлика преди и след проведения режим на термоциклиране. Това означава, че здравината на адхезивната връзка се запазва след проведеното изкуствено стареене за разлика от експерименталните групи, третирани с фосфорна киселина. При тях установихме статистически значима разлика преди и след термоциклирането.

Като цяло полимерното свързване зависи от повърхностната енергия и омокряемостта на повърхността от адхезива. Ецването с фосфорна киселина продуцира омокряема повърхност, в резултат на премахване на размазания слой и увеличаване на повърхностната неравност, като по този начин увеличава омокряемостта (178, 284). Поради тази причина предварителното третиране на емайла със силен агент като фосфорна киселина има ползотворен ефект върху свързването на самоадхезивния цимент. Улеснява се инфилтрацията на киселинните композитни мономери в деминерализираната емайлова повърхност.

Киселинното ецване, както и ЛА създават микропукнатини върху интерпризматичната емайлова повърхност, през които хидрофобните мономери на свързващия агент могат да проникнат като създават силна микромеханична ретенция (97). Контролният цимент Variolink II, заедно с Excite DSC демонстрира нисък вискозитет, който може да допринесе за по-доброто проникване в емайловата повърхност и да осигури здрава адхезивна връзка, както и да предотврати микропропускането (97). Това заключение съответства на нашите резултати. Ниско вискозитетният мономер позволява по-добра подвижност и дистрибуция на свободни радикали в композитния материал, което повишава полимеризационната реакция на обръщането на мономера. Този цимент също така съдържа голямо количество от химични и физични инициатори, в резултат на което се наблюдава висока степен на обръщането на мономера при два полимеризационни режима (177).

Трябва да се има предвид, че адхезивните системи, които съдържат етанол като Excite DSC, използван с Variolink II не са способни да рехидратират повърхността, която е била

подсушена след прилагането на киселина, за да формират ефективен хибриден слой, за разлика от адхезивите на етанолова основа, които съдържат малко количество вода.

Нашите резултати създават съмнения относно способността на високо вискозния самоадхезивен композитен цимент Maxcem Elite да ецва емайловата повърхност и да обхване правилно субстрата. Повърхностите, циментирани с Maxcem Elite, образуват кухини в циментоемайловата повърхност, което отговаря на по-ниските стойности на якост на опън.

Химичният състав на композитните цименти може да разграничи тяхното свързване след различна предварителна обработка на ТЗТ и може да повлияе на здравината на връзката на композитните цименти с ТЗТ. Независимо от техния състав, самоадхезивните композитни цименти взаимодействат с емайла само повърхностно, без наличие на композитни повлекла и демонстрират ниско взаимодействие с емайловата повърхност (97). Този извод съвпада с резултатите от проведеното изследване. Светлинното полимеризиране на адхезива и на композитния цимент води до по-високи стойности при микротест на якост на опън (183). Светлинното полимеризиране на двойно полимеризиращите композитни цименти повишава техните механични качества и степента на преобразуване (36, 113), което води и до по-високи стойности при микротеста на якост на опън. Според Luhrs A и сътр. (183) предварителното светлинно полимеризиране на адхезива води до значително увеличение на стойностите при микротеста за якост на опън. Този метод трябва да се прилага при по-дебели реставрации.

Според Ozer, T и сътр. (217) не се наблюдава статистически значима разлика при 1.5 W ЛА и ецване с

фосфорна киселина и самоецващ праймер. Но при излъчване от 0.75 W здравината на връзката е по-слаба, в сравнение на другите методи на предварителна подготовка.

При микротест за якост на опън самоадхезивния композитен цимент проявява приемлива здравина на връзката. Останало минимално количество вода в размазания слой и вътрешната вода в емайла води до лимитирана йонизация на деминерализираните мономерни, което представлява още една индикация, че композитните цименти или адхезивите са способни да абсорбират вода от техните свързващи повърхности чрез дифузия.

СЕМ снимките на ецваната повърхност на самоадхезивните композитни цименти демонстрират, че размазаният слой е частично разтворен. Въпреки, че ецваните образци на композитните цименти представят някои микроморфологични различия, те не са толкова значими, за да повлияят на техния неуспешен вид – водещ основно до адхезивен неуспех на връзката между композитен цимент и емайлова зъбна повърхност.

Силата на свързване на Maxcem Elite към емайла е пониска, което съвпада с изследванията на De Munk, J. и сътр. (97). Циментът беше светлинно полимеризиран след залепването така, че подтискането на полимеризацията от киселинните мономерни не оказва влияние. Въпреки, че според производителя рН на смесения материал е по-малко от 2 през първата минута, не се наблюдава деминерализация на емайла. Това може да се дължи на сравнително високия вискозитит и на лимитираната пенетрация и време за взаимодействие с ТЗТ. Материалът беше фотополимеризиран веднага след апликацията. С цел подобряване на качествата на цимента,

реставрацията трябва да се поставя под натиск. Това се доказва от намаленото количество на празни пространства по емайловата зъбна повърхност. В клиниката повечето индиректни реставрации се поставят под натиск.

Киселинното ецване или ЛА преди апликацията на Maxcem Elite, повиши стойностите при микро теста за якост на опън и те доближиха тези на контролната група. Това потвърждава втората хипотеза, че използването на фосфорна киселина и ЛА преди залепването, повишава свързващата ефективност на самоадхезивния композитен цимент към емайла.

Настоящото изследване демонстрира важноста на третиране на емайла преди циментиране на индиректната реставрация. Адхезивното циментиране на конструкции се основава на киселинно третиране на свързаната повърхност или на проведена ЛА. Киселинното ецване с фосфорна киселина и проведената ЛА създават мрежа от микрокухини в емайла. Хидрофобният композит прониква в тези микрокухини като генерира висока микромеханична ретенция.

Това може да се обясни чрез механизмите на киселинното ецване и ЛА, чрез които селективно се разтварят емайловите призми, като се създават микропукнатини, в които пенетрира хидрофобният свързващ агент, създавайки микромеханично заключване на композитните повлекла с капилярно привличане.

При проведения тест на якост на опън, при контролния цимент Variolink II нарушената връзка е предимно кохезивна, в самия цимент. Тази находка може да се отнесе до присъствието на свързващ агент между композитния цимент и емайловата повърхност. Такива заключения са установили и други автори (150). При Maxcem Elite повечето фрактури са адхезивни между композитния цимент и повърхността на субстрата. Това може да

се отнесе до по-голямата пропускливост на опростените самоецващи системи, което подпомага по-бърза хидролитична деградация. Върху емайловата зъбна повърхност тотално ецващите адхезиви осигуряват по-голяма здравина на адхезивната връзка от самоецващите адхезиви (243).

В настоящото проучване беше изследван модела на фрактура чрез стереомикроскоп при увеличение $\times 30$. Наблюденията от двете страни бяха оценени и беше установено, че здравината на адхезивната връзка може да обясни вида на фрактура на свързаните повърхности, като при цимента с най-висока стойност на здравина на връзката демонстрират нарастване на кохезивните фрактури.

При Variolink II доминиращите фрактури бяха кохезивни, в композитния цимент. Това се отнася до наличие на здрава адхезивна връзка между композитния адхезив и емайловата зъбна повърхност. При Maxcem Elite повечето фрактури бяха адхезивни, между композитния цимент и емайловата повърхност. Това може да се отнесе до по-голямата пропускливост на опростените самоецващи системи, което промотира по-бързата хидролитична деградация.

В съгласие с нашите изследвания, Moezizadeh M и сътр. (202) установяват, че повърхностното третиране на емайловата зъбна повърхност с Er,Cr:YSGG демонстрира по-висока здравина на адхезивната връзка с енергийно излъчване от 1 W, отколкото с 2 W.

Времето за ЛА, използвано при изследването на Hoshing UA и сътр. (155) е 10 секунди, което е по-кратко от необходимото за киселинно ецване на емайл – 30 секунди. Baugin O и сътр. (45) установяват, че за 10 s при 1W ЛА може да бъде алтернатива на киселинното ецване. Obeidi A. и сътр.

(212) откриват, че повишаване времетраенето на ЛА до 40 s повишава здравината на връзката над конвенционалното киселинно ецване. В проведеното изследване от голямо значение освен зададената мощност, беше и хидрокинетичния режим, който проведохме.

Резултатите от представеното лабораторно изследване предоставят информация на клиницистите за взаимодействието на двойнополимеризиращите композитни цименти с емайла при различно предварително третиране с киселинно ецване или ЛА.

В настоящето изследване експерименталната група с предварително третиране с ЛА на емайловата зъбна повърхност представи сходна здравина на връзката при микро тест на якост на опън, сравнена с киселинно ецваната група след термоциклиране. Тези резултати са в съгласие с установените резултати от Basaran G и сътр. (43, 44) и Ozer T и сътр. (217). От друга страна, нашите изследвания не са в съгласие с Martinez-Insua A, и сътр. (194) и Corpas-Pastor L и сътр. (83). Тези противоречия биха могли да бъдат в резултат на използване на различни зъбни структури, вида на използвания лазер и различните настройки на лазера като мощност, дължина на вълната, вида на лъча, контактен или безконтактен начин на работа, дистанция, време на облъчване и хидрокинетичен режим.

Способността на Er,Cr:YSGG лазер да осъществи аблация на ТЗТ се свързва с неговата 2780 nm дължина на вълната, което е в съответствие с абсорбцията на вода и хидроксилпатит от емайла. Излъчването се абсорбира от водните молекули в емайла, като причинява внезапно загряване и изпарение. Последствието е високо налягане, което води до микроексплозии, придружени с изхвърляне на тъканни частици,

с което се характеризира процесът на ЛА и определя вида на повърхността като микрократери. Основната част от излъчването се използва за процеса на ЛА и останалата много малка остатъчна енергия влияе негативно на незначително повишение на температурата на пулпната тъкан и на периферните меки и твърди тъкани (42). При нашето изследване разчихме на хидрокинетичния режим, за да избегнем повишаване на температурата.

VI.2. Обсъждане на резултати от СЕМ изследване на емайлови образци, с третирана с различен режим на лазерна аблация и с различна концентрация на фосфорна киселина

Er,Cr:YSGG лазерното ецване притежава следните предимства: липса на вибрация и липса на повишение на температурата, поради използване на хидрокинетичен комплекс за охлаждане.

Лазерният лъч се разполага перпендикулярно на повърхността при всички образци за максимална режеща ефективност. Според Usumez et al. предимство на това разположение са чиста повърхност на субстрата, липса на отломки и наличие на отворени емайлови призми.

При наблюдаваните СЕМ изображения на ЛА на емайла при това изследване, могат да бъдат наблюдавани характерни находки като бразди, люспи, издатини, рифове и остри ъгли. Всички тези аспекти са показателни за наличие на микроексплозия, отколкото за топене. Тези находки съответстват на процеса, наблюдаван от Ozer T и сътр. (217).

Наблюдаваният преобладаващ модел при лазерната аблация на емайла е тип 3, сравнен с тип 1 при съответното киселинно ецване. Lin S и сътр. (179), използвайки Er,Cr:YSGG наблюдават същия ецващ модел. При изследване, проведено то Patricia T и сътр. (224) след лазерно ецване, наблюдават типичния модел за киселинно ецване тип 1 – медена или восъчна пита.

С настоящото изследване може да се направи заключението, че Er,Cr:YSGG ЛА може да бъде използвана като алтернатива на ецващ агент, като осигурява субстрат с микрокухини за по-добро дългосрочно свързване с композитен цимент.

Лазерната аблация на зъбния емайл представлява процедура без болка, която не предава вибрацията, независимо, че осигурява ецващ образец, който изглежда идеален за композитна пенетрация (164). Още повече, повърхността, получена при лазерно облъчване е по-резистентна към вторичен кариес (217). Механизмът на отнемане на тъкани чрез лазер не представлява деминерализация като киселинното ецване. Вместо това процес на микроаблация предизвиква изпарение на вода и на зъбни органични компоненти, предизвиквайки микро експлозии, които предизвикват деструкция на неорганичните субстанции, като резултат от микроскопични повърхностни неравности, в които адхезивната система може да проникне, осигурявайки ретенция.

Според Obeidi A и сътр. (212) тези резултати установяват идентични стойности на якост на опън, при които емайловите повърхности са препарирани с Er,Cr:YAG лазери. Нашето изследване потвърди тези резултати. Това несъответствие

вероятно е в резултат на параметрите на лазерната система, която е приложена (64).

Сравнителният анализ между повърхностния ефект на киселинното ецване и на лазерната аблация показва: грубо разчупване на емайловите призми при киселинното ецване и много фино, хомогенно разграпяване с достатъчна дълбочина на кратерите в емайловите призми след ЛА.

Приложеният от нас алгоритъм за клинична и лабораторна оценка на здравината на връзката емайл – самоадхезивен композитен цимент позволява много точна прогноза за успеха на лечението с керамични фасети.

Методът ЛА се характеризира се с приложение на много ниска изходна мощност и подходящ хидрокинетичен режим, като най-щадящият и надежден подход за ретиниране на емайловата повърхност.

VI.3. Обсъждане на резултатите от изследване с компютърен томограф на зъби, обработени с различни режими на лазерна аблация.

Лазерната система Er:Cr/YSGG е с широк спектър на честота и даде възможност за разширено изследване на емайловото разграпяване, което прави получените резултати клинично приложими. Изследванията на редица автори подкрепят нашите резултати (9, 10). Друго предимство на лазера, който използвахме бе възможността за избор на подходящи честотни режими.

Изборът на честота от 30 Hz бе направен въз основа на предварителни данни, които потвърждават добрите резултати при този режим: Vaughan O, и сътр. (45) установяват липса на

статистическа разлика при стойности от 20Hz до 40Hz. Ние използвахме различни режими, в интервал от 10 Hz до 30 Hz. Допълнително предимство на нашите режими на работа представляваше хидрокинетичният комплекс, който използвахме. Issar и сътр. (161) наблюдават малки повърхностни пукнатини по повърхността на лазерно ецвания емайл, което според тях се отнася до 2W мощност. Тези пукнатини се наблюдават също така при изследване на Sun X и сътр., които са използвали 5W и 6W мощност. Според Oho и сътр. (17) възможно обяснение за наличието на пукнатини е в резултат на локален термичен стрес, продуциран по време на процеса на облъчване. За ЛА ние използвахме мощност от 1W до 2.5 W и ние наблюдавахме само наличие на микрокухини.

Сравнителният СЕМ анализ показва основното предимство на ЛА с Er:Cr/YSGG и избраният от нас режим по отношение на повърхностните фрактурирания на емайла при лазерната експлозия. Анализът на нашите резултати показва перфектно разграпавяване без фрактурни линии, докато много автори са наблюдавали повърхностни цепнатини и са ги коментирали в техни публикации (277). Изследвания на Lin S и сътр. (179) демонстрират, че наблюдаваните цепнатини повишават ретенцията и са идеални за пенетрацията на композитния цимент. Er,Cr:YSGG ЛА притежава предимството да не повишава температурата в резултат на охлаждане с вода и липса на вибрация.

Сравнителното изследване на четирите режима на лазерна аблация, приложени от нас и оценени с помощта на компютърен томограф демонстрира хомогенност на резултатите при изследване на дълбочината на образуваните емайлови кухини при първите три режима. При анализа на ширината на

образуваните кухни не беше установена такава, спрямо използвания режим.

VI.4. Обсъждане на резултатите от оценка по стандартни клинични критерии на минимално инвазивни адхезивно свързани керамични фасети.

Резултатите от това клинично изследване доказват, че в случаите, когато пациентите и индикациите са определени точно, резултатът е дългосрочна функционална и естетическа годност на конструкциите.

При първа експериментална група наблюдавахме най-голям процент неуспех. Независимо, че фасетата със загуба на ретенция беше отново успешно циментирана в устната кухина, ние я отчетохме като неуспех. Леко маргинално оцветяване беше забелязано при шест от фасетите, като възможна причина за това е свързана с пушене. С финирен диамантен пилител то беше отстранено.

Липсата на повече случаи с маргинално оцветяване се обяснява с по-добрата стабилност на цвета на светлинно полимеризиращите композитни цименти.

Резултатът от проведеното изследване демонстрира, че най-често срещаната причина за неуспех е разлепването на реставрациите, което е в съответствие с предишни проучвания. (35, 38, 85, 102, 231) Това означава, че независимо от предимствата на материали и техники, съществуват други фактори, които определят дълготрайната функционална стабилност на конструкциите. В това проучване разлепването след период от пет години засегна фасета на кучешки зъб на

горна челюст, при които реставрацията включваше минимално инцизално прехвърляне. Не е установено разлепване на реставрации на долна челюст. Оклузалните фактори според нашето изследване имат основно значение при този неуспех. В потвърждение на нашето проучване настоящи лабораторни изследвания демонстрират, че за канините най-благоприятна е „прозоречната“ препазация (38). Силните предварителни контакти при латеротрузия и при канинова защита представляват основна причина за това отлепване. Също така трябва да се отчете и не достатъчната сила на връзката на адхезивния цимент с емайловата зъбна повърхност и керамиката, поради факта, че не се наблюдава кохезивна фрактура, а адхезивна. Наличието на частична адхезия към несменени обтуриации, и по-голямо натоварване по време на статична и динамична оклузия, повишава възможността за отлепване.

През първите години на функциониране на адхезивно свързаните керамични реставрации с фасети е установено, че абразирането и ерозирането на свързващия агент в оралната среда представлява най-големият риск от неуспех.

Наличие на вторичен кариес не се наблюдава при всички реставрации с керамични фасети. За да се предотврати вторичният кариес, голямо внимание беше отделено на препарирание на маргиналната граница в емайла. Като предварителна подготовка бяха сменени всички съществуващи композитни обтуриации. Тази процедура се препоръчва от Reumans M и сътр. (231). При неспазване на тази процедура редица автори констатират наличие на вторичен кариес при разположение на маргиналната граница в съществуваща обтурация (231).

Изработването на минимално инвазивни препарации, които запазват ТЗТ минимализира риска от девитализация. Виталитетът на зъбната пулпа беше запазен при всички витални зъби. Липсата на маргинално оцветяване и микропропускане, както и не установяването на вторичен кариес, обясняват този резултат.

В настоящото проучване не е установена такава причина за неуспех при фасетите, изработени от пресована керамика. В редица проучвания наличие на кохезивни фрактури в керамичната фасета не компроментират окончателния резултат, поради наличие на адхезивна връзка между керамиката и твърдата зъбна субстанция.

Fradeani M и сътр. (121) описват кохезивни микрофрактури в инцизалните ръбове на фелдшпатови фасети. Като причина се посочва дъвкатошно налягане. Повечето от авторите съобщават за наличие на кохезивни фрактури при фасети, изработени от фелдшпатов порцелан, но Фрадеани съобщават за наличие на такива и при реставрации от прес керамика.

Клиничното изследване демонстрира, че методът на ЛА, който беше приложен, представлява алтернатива на киселинното ецване. Получените резултати не установяват статистически значима разлика от контролната група, при която беше използван и адхезив преди апрлицирането на композитния цимент. Настоящото дългосрочно клинично изследване доказва ефективността на Er,Cr:YSGG лазерни системи при клинични условия, при подготовката на зъбния емайл за естетични реставрации чрез ЛА.

VI.5. Обсъждане на резултатите от електронно измерване и сравнителен анализ на широчината на централните резци

При по-голяма част от измерванията не се наблюдава статистически значима разлика в широчината на левия и десен резец. Важността на симетрията между левия и десния централен резец е изключително важна и се подчертава от много изследователи. При натуралното съзъбие не винаги се наблюдава абсолютна симетрия между централните резци.

Цялостното визуално възприемане на усмивката не може да бъде асоциирано с красотата на индивидуален зъб. Независимо от факта, че микроестетиката на натуралния или възстановен зъб трябва да бъде съчетана с макроестетически показатели, симетрията на естествените зъби ни предоставя необходима информация.

Полът трябва да бъде взет предвид по отношение на размера на зъбите. Сигнификантна разлика е открита по отношение на размера на зъбите, с по-големи стойности при мъжете, в сравнение с тези при жените.

При измерванията на ширината на фронталните зъби на горна челюст на участниците в изследването, резултатите бяха идентични, независимо дали измерванията бяха направени директно или на гипсови модели. Централните инцизиви при по-голямата част от изследваните лица бяха симетрични до второто деление след нулата на електронния шублер.

Симетрията е отбелязана като основна детерминанта за дентална естетика. Редица автори установяват, че хората предпочитат симетрични усмивки. Сходно на това редица автори отбелязват, че незначителни едностранни вертикални

несъответствия, се възприемат като неестетични. Важността на симетрията на централните резци е подчертана от няколко изследователя.

Относителните размери на зъбите са смятани за едни от най-важните обективни дентални критерии сред естетичните изисквания (187). Ние измерихме широчината на зъбните коронки на левия и десния централен резец на горна челюст. Ширината беше измерена от медиалната до дистална контактна точка.

Mavroskoufis, F и Ritchie, GM (195) измерват 140 централни резци, по 70 от всяка страна и предоставят средна стойност за медиодисталната ширина на зъбната коронка от 8.9 mm за дясната страна и 8.87 mm за лявата страна. Резултатите от нашите изследвания са съпоставими с направените от тези автори.

В повечето от изследванията измерването на широчината на максиларния централен резец се използва, за да се установят расови и полови различия. В настоящото проучване, установените размери за тези зъби са съпоставими със средните стойности, представени в сходни проучвания (144, 215)

Половите различия в размерите на фронталните зъби на горна челюст са наблюдавани при повечето раси, като мъжете притежават по-широки фронтални зъби от жените (144, 215, 264). Owens и сътр. измерват ширината на максиларните централни инцизиви в няколко групи от различни раси и забелязва вариации при повечето от тях, но при всички групи мъжете притежават по-широки централни резци на горна челюст от жените. В съответствие с тези изводи, са и изследванията на Filipovich G и сътр. (119). Те измерват медиодисталните и вестибулолингвалните размери на жители на

Сърбия. Измерванията са осъществени с дигитален шублер, с 0.01 mm прецизност на отчитане на размерите на зъбите на предварително отляти гипсови модели. Те също не отчитат статистически значима разлика в размерите на зъбните коронки от лявата и дясната страна на зъбната дъга. Установяват статистически значима разлика в размерите на клиничните коронки между мъжете и жените, като при мъжете размерите са по-големи.

В настоящото изследване стойностите на средната коронална ширина за централния резец ($P < .05$) при мъжете бяха значително по-големи отколкото съответстващите размери при жените. Тези заключения съответстват на резултатите от сходни изследвания (264).

VII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Целта на дисертационния труд е чрез клинични и лабораторни изследвания да се докаже дългосрочната устойчивост и здравина на адхезивно свързаните керамични конструкции към ТЗТ във фронталната области ефективността на различните методи за предварително третиране на емайловата зъбна повърхност.

За изпълнение на първата задача беше проведен лабораторен микротест на якост на опън за установяване на здравината на връзката на съвременни адхезивни цименти към емайлова зъбна повърхност, предварително ецвана с различни концентрации на фосфорна киселина и ЛА.

След анализ на резултатите от проведеното изследване могат да се направят следните констатации:

1. Предварителната подготовка на емайловата повърхност с ЛА увеличава стойностите на якост на опън на самоадхезивен композитен цимент към ТЗТ след термоциклиране.

2. Повишаване на стойностите се наблюдава и при предварително третиране на емайловата зъбна повърхност с 30% и 37% фосфорна киселина за времетраене съответно – 37s и 30s.

3. Резултатите от якост на опън при аплицирането на самоадхезивен композитен цимент към емайлова зъбна повърхност като се спазват инструкциите на производителя без предварително третиране на ТЗТ, са по-ниски.

От анализа на СЕМ изследване на емайлови образци, с третирани с различен режим на ЛА, лазерно ецване и с 37% концентрация на фосфорна киселина беше направена следната

констатация. Емайловата повърхност при ЛА при режим на работа 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух при СЕМ наблюдение се доближава до тази, при проведено ецване с фосфорна киселина. Сравнителният анализ между повърхностния ефект на киселинното ецване и на ЛА показва: грубо разчупване на емайловите призми при киселинното ецване и много фино, хомогенно разграпавяване с достатъчна дълбочина на кратерите в емайловите призми след ЛА.

От проведеното изследване на зъбни образци, третиран с различен режим на лазерна аблация с компютърен томограф, беше направена следната констатация. Емайловата повърхност на зъбните образци, третираните със следния режим на лазерна аблация 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух осигуряват достатъчно ретентивна повърхност като ширина и дълбочина на кратерите за пенетрация на композитен цимент.

За изпълнението на четвъртата задача анализирахме клиничното представяне на адхезивни керамични конструкции във фронталната област за период от 9 години като използвахме модифицирани USPHS критерии за оценка на конструкциите.

След анализ на резултатите, получени при изпълнение на четвъртата задача, могат да бъдат направени следните констатации:

1. За периода на изследване са наблюдавани едно разлепване на конструкцията, като основна причина е каниновата защита при динамична оклузия. Зъбът беше от първа експериментална група, при която предварителната подготовка на емайловата зъбна повърхност беше с киселинно ецване с фосфорна киселина.

2. Фасетите от втора експериментална група, при която емайловата зъбна повърхност беше подготвена по метода на ЛА, показаха отлични дългосрочни резултати.

3. Не беше наблюдавана промяна на цвета, маргинално оцветяване или наличие на вторичен кариес, или грапавина на реставрациите.

4. Не беше наблюдавана и фрактура на керамичните конструкции.

От сравнителния анализ на медиодисталната ширина на левите и десни централни резци на горната челюст беше направена следната констатация. Не съществува статистически значима разлика при различията в измерванията на левия и десния централен резец и не се налага апроксимално препариране на зъбите.

VIII. ИЗВОДИ

От изпълнението на поставените цел и задачи в дисертационния труд могат да се направят следните изводи:

1. Естетичните реставрации с минимално инвазивни адхезивни керамични конструкции представляват конструкции, които дългосрочно възстановяват функцията и естетиката в устната кухина. Клиничната подготовка на емайловата зъбна повърхност по метода на ЛА доказва превъзходството на този метод всравнение с киселинното ецване с фосфорна киселина.

2. Методът на ЛА може успешно да бъде приложен в естетичното протезиране с керамични фасети. Резултатите от нашето изследванена якост на опън потвърждават, че ЛА осигурява много добра здравина на адхезивната връзка на композитен цимент към емайлова зъбна повърхност след изкуствено стареене – термоциклиране и представлява надежден метод, който може да замени киселинното ецване с 37% фосфорна киселина.

3. Лазерната аблация осигурява достатъчно надеждна връзка емайл – цимент и може напълно да замени метода на лазерно ецване. Представените СЕМ изследвания потвърждават достатъчната ретентивна повърхност на третираната с лазер емайлова повърхност, която осигурява възможност за пенетрация на композитен цимент.

4. Сравнителният лабораторен анализ на резултатите от четирите режима на лазерно разграпяване показва, че ефектът на лазерното ецване е подобен на ефекта на киселинното ецване и е по-инвазивен в сравнение с ЛА.

Апробираните четири режима на ЛА демонстрират достатъчна дълбочина и ширина на микро кухините в

емайловата повърхност, което осигурява увеличена повърхност за проникване на композитен цимент в ТЗТ и осигуряване на дългосрочна здрава адхезивна връзка.

С настоящето 3D компютърно томографско изследване може да се направи заключението, че Er,Cr:YSGG лазерна аблация може да бъде използвана като сигурен ецващ агент, като осигурява субстрат с микрокухини за по-добро дългосрочно адхезивно свързване с композитен цимент.

5. Измерената широчина на левите и десни централни резци доказва възможността за естетична реставрация без необходимостта от предварително апроксимално изпиляване на ТЗТ.

I X. ПРИНОСИ

1. За първи път беше проведено клинично изследване на третирана по различен начин емайлова зъбна повърхност: чрез киселинно ецване и по метода на ЛА.

2. За първи път СЕМ резултатите и 3D компютърната томография на емайлови образци, третирани с различни режими на лазерно ецване и ЛА потвърждават категорично успешните резултати от лечението с ЛА.

3. По безспорен начин се доказва възможността за микроинвазивно разграпяване на емайла и осигуряване на здрава адхезивна връзка между емайловата зъбна повърхност, цимента и керамичната фасета.

4. Задълбоченият статистически анализ потвърждава сигурността на метода ЛА за постигане на добра здравина на адхезивната връзка.

5. СЕМ анализите, 3D компютърната томография, лабораторният микротест на якост на опън представляват правилен алгоритъм за избор на хидрокинетичен режим за ЛА. Трите горепосочени метода, в комбинация със статистическия анализ, потвърдиха категорично успеваемостта на адхезивно свързване на трите елемента: емайлова зъбна повърхност, цимент и керамика с възможно най-ниската изходна мощност на лазерната система при подготовката на ТЗТ, което прави метода максимално физиологичен и комфортен за пациентите. Избягва се необходимостта от киселинно ецване.

6. Решаването на задачите, които си поставихме и резултатите от тях бяха, че се създаде нов алгоритъм за осигуряване на дългосрочна здравина на адхезивната връзка между емайловата зъбна повърхност и адхезивния цимент.

БИБЛИОГРАФИЯ

1. Анастасов, И. Дентално материалознание. 2013. Изд. „София Смайл Център”.
2. Илиев Г, Павлова Ж, Филчев Д, Рангелов С, Кочева Б, Димова М, Насив-Маки С, Филчев А. Видове доминантност на фронталните зъби в естественото постоянно съзъбие. Дентална медицина 2015, 97, 2, 122-132.
3. Илиев Г, Павлова Ж, Филчев Д, Рангелов С, Кочева Б, Димова М, Насив-Маки С, Филчев А. Пропорции на фронталните зъби в постоянното съзъбие – изследване върху гипсови модели. Дентална медицина, 2016, 98, 1, 47-55.
4. Жегова Г. Кавитетна препарация с Er-YAG лазер при временни зъби. Сканиращ електронно микроскопски анализ на емайлови повърхности. Проблеми на денталната медицина. 2014;40:11-18.
5. Жегова Г. Приложение на Er-YAG лазер при лечение на зъбен кариес в детска възраст – експериментални, клинични и психологични аспекти. Дисертация. София 2014.
6. Жегова Г. Приложение на лазерите в профилактиката на зъбния кариес. Обзор. Проблеми на денталната медицина. 2015;41:12-18.
7. Жегова Г, Рашкова М, Василева Р, Тарасова Е. Проучване на маргиналната адаптация на композитни obturации при кавитети, препарирани с Er-YAG лазер и турбина. Проблеми на денталната медицина. 2012, 38,2:20-30.
8. Каменова, Ю. Лазерна биоенергетика и биосинергетичен подход в протетичната дентална медицина. Проблеми на денталната медицина. 2012, 38, 2, 52-61.

9. Каменова, Ю. Лазерна протетична дентална медицина – методи и приложение. Проблеми на денталната медицина. 2008, 34, 2, 3-14.
10. Каменова, Ю. Приложение на диодните лазерни системи в денталната медицина. Иврай. София 2014.
11. Кисов, Х. Керамични фасети, клиничен и лабораторен протокол. 2008.
12. Кисов, Х. Стоматологични цименти и техники за фиксиране на протезни конструкции. Непрекъснато усъвършенстване ЕООД. 2008.
13. Манчорова-Велева Н. Адхезивни системи в оперативното зъблечение. 2010. Изд. „Блаком”.
14. Стоичков Б, Сапунджиев П. Прецизност на компютърно-томографските изследвания при лечението със зъбни имплантати: литературен обзор. Проблеми на денталната медицина. 2014, 40, 2, 62-69.
15. Филчев, А. Протетична дентална медицина – клиника. Mind Print, София, 2014.
16. Чакалов И, Радославова Е, Анастасов И. Различни методи и видове препарации за порцеланови фасети. Проблеми на денталната медицина XXXIV 2008;50 -4
17. Abduo J, Vnnamoun M, Tnnant M, McGachi J. Impact of digital prosthodontic planning on dental esthetics: Biomtric analysis of esthetic parameters. J Prosthet Dent 2016;115:57 64.
18. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. Clin Oral Investig 2005;9:161-7.

19. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus mashinable ceramic veneers. *J Dent* 1012;40:670-7.
20. Agrawal A, NarulaR, Singh R. Veneers: A journey to esthetics. *J of Dent Clinics* 2013;5:26-28.
21. Akarслан ZZ, Sadik B, Erten H. Dental esthetic satisfaction, receivd and desird dental treatments for improvements of esthetics. *Indian J Dent Res* 2009;20:195-200.
22. Akoglu B, Gemalmaz D. Fracture resistance of ceramic veneers with different preparation designs. *J of Prosthodont* 2011;20:380-4.
23. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine and enamel. *Dent Mater* 2007;23:829-39.
24. Alencar MS, Maenosono RM, Colombini Ishikiriyama BL. Reestablishment of esthetics with minimum thickness veneers: A one year follow-up case report. *Quintessence Int*2014;45:593-597.
25. Almeida, Silva JS, Rolla JN. All-ceramic crowns and extended veneers in anterior dentition: A case report with critical discussion. *Am J Esthet Dent* 2011;1:60-81.
26. Altinas SH, Tak O, Secilmis A, Usumez A. Effect of provisional cements on shear bond strength of porcelain laminate veneers. *Eur J Dent* 2010;5:373-9.
27. Amaral Fl, Colucci V, Souza-Gabriel AE, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG, Corona SA. Bond durability of erbium: Yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated enamel. *Lasers Med Sci* 2010;25:155-63.

28. Anchieta RB, Rocha EP, de Almeida EO. Bonding all-ceramic restorations with two resin cement techniques: a clinical report of three year follow up. *Eur J Dent* 2011;5:478-85.
29. Andrade OS, Ferreira LA, Hirata R. Esthetic and functional rehabilitation of crowded mandibular anterior teeth using ceramic veneers: A case report. *Quintessence Int* 2012;43:661-670.
30. Anusavice KJ. Standardizing failures, success and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012;28:102-11.
31. Arami S, Shahabi S, Tabatabaie M, Chiniforush N, Morshedi M, Torabi S. Assessing microleakage of composite restorations in class V cavities prepared by Er:YAG laser irradiation or diamond bur. *J Conserv Dent* 2014;17:216-9.
32. Araujo NS, Moda MD, Silva EA, Zavanelli AC, Mazaro JVQ, Pellizer EP. Survival of all-ceramic restorations after a minimum follow-up of five years: a systematic review. *Quintessence Int* 2016;47:395-405.
33. Archegas LRP, de Menezes Celdas DB, Rached RN, et al. Effect of ceramic veneer opacity and exposure time on polymerization efficiency of resin cements. *Operative Dent* 2012;37(3):281-289.
34. Archegas LRP, Freire A, Vieira S. Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated aging. *J Dent* 2011;39(11):804-810.
35. Aristidis GA, Dimitra B. Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. *Quintessence Int* 2002;33:185-189.
36. Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA. Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerising modes of

- commercial resin luting cements. *J Prosthet Dent* 2009;101(2):128-36.
37. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2008;99:123-130.
 38. Aykor A, Ozel E. Five-year clinical evaluation of 300 teeth restored with porcelain laminate veneers using total-etch and modified self-etched adhesive system. *Oper Dent* 2009;34:516-523.
 39. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston, WM. Effect of substrate shades on the colour of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent* 2011;106:179-83.
 40. Bakeman EM, Goldstein RE, Sesemann MR. Responsible esthetics: is there a return to conservative esthetic dentistry? *Inside Dent* 2010;6(6):36.
 41. Banerjee S. Porcelain laminate veneers – a panacea for a decrepit smile. *Clinical Dentistry* 2014;8:21-25.
 42. Basaran EG, Ayna E, Basaran G, Beydemir K. Influence of different power outputs of erbium, chromium: Yttrium-scandium-gallium-garnet laser and acid etching on shear bond strengths of a dual-cure resin cement to enamel. *Lasers Med Sci.* 2011;26:13-19.
 43. Basaran G, Hamamcı N, Akkurt A. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. *Lasers Med Sci.* 2011;26:149–56.
 44. Basaran G, Ozer T, Berk N, Hamamci O. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle Orthod.* 2007;77:117–23.

45. Baygin O, Korkmaz FM, Tuzuner T, Tanriver M. The effect of different techniques of enamel etching on shear bond strengths of fissure sealants. *Dentistry* 2011;1:109-14.
46. Beier US et al Comparison of two different veneer preparation designs in vital teeth. *Quintessence Int* 2012;43:835-839.
47. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dunfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont* 2012;25:79-85.
48. Bergoli CD, Meira JB, Valandro LF, Botino MA. Survival rate, load to fracture and finite element analysis of incisors and canines restored with ceramic veneers having varied preparation design. *Oper Dent* 2014;39(5):530-40.
49. Bevilacqua FM, Zezell DM, Magnani R, da Ana PA, Eduardo Cde P. Fluoride uptake and acid resistance of enamel irradiated with Er:YAG laser. *Lasers Med Sci.* 2008;23:141–7.
50. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;3:268-274.
51. Bona Della A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139(suppl):8S-13S.
52. Bor – Shiunn Lee, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, Lan WH. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface *DentMater*2007;23:570-578.
53. Bottino MA, Salazar-Merocho SM, Leite FP, Vasquez VC, Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina based ceramics and feldshpatic veneering porcelains. *J Prosthodont* 2009;18:417-20.
54. Bowen RL. Development of a silica-resin direct filling material. Report 6333. Washington DC: National Bureau of Standarts;1958.

55. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 2010;26:e38-49.
56. Brentel AS, Ozkan M, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspatic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater* 2007;23:1323-1331.
57. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, DeStefano D, Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of bonded interface. *Dent Mat* 2008;24:90-101.
58. Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cement for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int* 2002;33:95-100.
59. Buonocore MG. A single method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-53.
60. Burke FJ, Lucarotti PS. Ten-year outcome of porcelain laminate veneers placed within general dental services in England and Wales. *J Dent* 2009; 37:31-38.
61. Calamia JR. Clinical evaluation of etched porcelain veneers. *Am J Dent* Feb 1989;2:1-2.
62. Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality. *N Y J Dent* Sept 1983;53:255-9.
63. Calamia JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int* 1985;16(1):5-12.
64. Cardoso MV, De Muck J, Coutinho E, Ermis RB, Van Landuyt Kq de Carvalho RC. Influence of Er, Cr:YSGG laser treatment on microtensile bond strength of adhesives to enamel. *Oper Dent*. 2008;33:448-55.

65. Carneiro da Costa D, Coutinho M, Schiaveto de Sousa A et al. A meta-analysis of the most indicated preparation design for porcelain laminate veneers. *J of Adhes Dent* 2013;15:215-220.
66. Carrieri TC, de Freitas PM, Navarro RS, Eduardo Cde P, Mori M, Adhesion of composite luting cement to Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Med Sci.*2007;22:165-70.
67. Carvalho Cardoso P, de Almeida Decurcio R, Silva J. Noninvasive porcelain veneers: A comprehensive esthetic approach. *Am J Esthet Dent* 2012;2:238-254.
68. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001;86:101-6.
69. Cecchini RC, Zezell DM, de Oliveira E, de Freitas PM, Eduardo Cde P. Effect of Er:YAG laser on enamel acid resistance: Morphological and atomic spectrometry analysis. *Lasers Surg Med.* 2005;37:366–72.
70. Cehreli MC, Kokat AM, Ozpay C. A randomized controlled clinical trial of feldspathic versus glass-infiltrated alumina all-ceramic crowns: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2011;24:77-84.
71. Cekic-Nagas I, Canay Sq Sahin E. Bonding of resin core materials to lithium disilicate ceramics: the effect of resin cement film thickness. *Int J Prosthodont* 2010;23(5):469-71.
72. Chaiyabutr Y, Phillips KM, Ma PS, Chitstwe K. Comparison of load-fatigue testing of ceramic veneers with different preparation designs. *Int J Prosthodont.* 2009;22:573-579.
73. Chander NG, Padmanabban TV. Finite element stress analysis of diastema closure with ceramic laminate veneers. *J of Prosthodont* 2009;18:577-581.

74. Chiche GJ. Proportion, display and length for successful esthetic planning. In Cohen M, Ed: Interdisciplinary treatment planning, principles, design, implementation. Chicago: Quintessence 2008:1-48.
75. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay RF, Ferrari M. The effect of applications sustained seating pressure on adhesive luting procedure. Dent Mater 2007;23:159-164.
76. Chimello-Sousa DT, de Souza AE, Chinelatti MA, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Milori Corona SA. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. J Dent 2006;34:245-51.
77. Christensen GJ. Thick or thin veneers? JADA 2008;139(11):1541-1543.
78. Chu FC. Clinical considerations in managing severe tooth discoloration with porcelain veneers. J An Dent Assoc 2009;140:442-6.
79. Chun YHP, Raffelt C, Pfeiffer R, Bizhang M, Saul G, Blunck U, Roulet JF. Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns. J Adhes Dent 2010;12:45-54.
80. Clyde JS, Gilmor A. Porcelain veneers: a preliminary review. Br Dent J 1988;24:645-52.
81. Concalves F, Pfeifer CS, Meira JB, Ballester RY, Lima RG, Braga RR. Polymerization stress of resin composites as a function of system compliance. Dent Mater 2008;24:645-52.
82. Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M. Influence of layering thickness on the colour parameters of a ceramic system. Dent Mater 2010;26(8):737-742.
83. Corpas-Pastor L, Villalba Moreno J, de Dios Lopez-Gonzalez Garrido J, Pedraza Muriel V, Moore K, Elias A. Comparing the

- tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:732–7.
84. Cortellini D, Canale A. Bonding lithium disilicate ceramic to feather-edge tooth preparations: A minimally invasive treatment concept. *J Adhes Dent* 2012;14:7-10.
 85. Cotert HS, Dundar M, Ozturk B. The effect of various preparation designs on the survival of porcelain laminate veneers. *Adhes Dent* 2009;11:405-411.
 86. D’Arcangelo C, De Angelis F, D’Amario M, Zazzeroni S, Ciampoli C, Caputi S. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Oper Dent* 2009;34:328-336.
 87. D’Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D’Amario M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to ten years. *Clin Oral Investig* 2012;16:1071-9.
 88. da Costa DC, Coutinho M, de Sousa AC, Ennes JP. A meta analysis for the most indicated preparation design for porcelain laminate veneers. *J Adhes Dent* 2013;15:21520.
 89. da Cunha LF, Gonzaga CC. Rehabilitation of the dominance of maxillary central incisors with refractory porcelain veneers requiring minimal tooth preparation. *Quintessence Int*, 2015;46:837-841.
 90. da Cunha LF, Pedroche LO, Gonzaga CC, Furuse AY. Esthetic, occlusal and periodontic rehabilitation of anterior teeth with minimum thickness porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent* 2014;112:1315-1318.

91. De Carvalho Cardoso K, de Almeida Decurcio R, Silva JSA, et al. Noninvasive porcelain veneers: A comprehensive esthetic approach. *Am J of Esthet Dent* 2012;2(4):238-254.
92. Delbem AC, Cury JA, Nakassima CK, Gouveia VG, Theodoro LH. Effect of Er:YAG laser on CaF₂ formation and its anti-cariogenic action on human enamel: An *in vitro* study. *J Clin Laser Med Surg*. 2003;21:197–201.
93. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139(Suppl):8S-13S.
94. De Moor RJ, Delme KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 2. present-day adhesion to erbium-lased tooth structure in permanent teeth. *J Adhes Dent*. 2010 Apr;12(2):91-102.
95. De Munck J, Van Lanuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Two-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *J Adhes Dent* 2010;12:151-61.
96. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium: YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*. 2002;110:322–9.
97. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K et al. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20:963-71.
98. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton, DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81:135-41.
99. DiMatteo AM. Dissecting the debate over the ethics of esthetic dentistry. *Inside Dentistry* 2007;3(8):56-8.

100. Donovan T. Comentary: Retrospective study of extensive heat-pressed ceramic veneers after 36 months. *J Esthet Restorative Dent* 2013;25(1):53-54.
101. Dourgecar SG, Naik V. Th ideal smile and its orthodontic implications. *World J Orthod* 2010;11:21120.
102. Dumfahrt H, Schaffer H. Porcelain laminate veneers: a retrospective evaluation after 1 to 10 years of service. *Patr 2: Clinical results. Int J Prosthodont* 2000;3:9-18.
103. Dundar B, Guzel K. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined 2011; 26:777–782.
104. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater.* 2005;21:616–24.
105. Dunne SM, Millar J. A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. *Br Dent J* 1993;175:317-21.
106. Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications: A case series. *J Am Dent Assoc* 2011;142(suppl 2):14-19.
107. Edelhoff D, Liebermann A, Beuer F et al. Minimally invasive treatment options in fixed prosthodontics. *Quintessence Int* 2016;47:207216.
108. Edelhoff D, Ozcan M. To what extend does the longitivity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working group for materials: cementation. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:193-204.
109. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002;87:503-509.

110. El-Damanhoury, Gaintantzopoulou M. Effect of thermocycling, degree of conversion, and cavity configuration on the bonding effectiveness of all-in-one adhesives. *Operative Dent* 2015; 40-5:480-491.
111. El Zohairy A, Saber MH, Abdalla AI, Feilzer AJ. Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. *Dent mater* 2010;26:848-854.
112. Esquivel-Uphaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. *J of Dent Res* 2013;92:467-471.
113. Faria-e-Silva A, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cured resin cements. *Oper Dent* 2011;36:196-204.
114. Faunce FR, Myer DR. Laminate veneer restoration of permanent incisors. *J Am Dent Assoc* 1976;93:790-792.
115. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66:1636-9.
116. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011;38:295-314.
117. Ferrari M, Patroni S, Balleri P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992;23:407-413.
118. Ferrari M, Tay FR. Technique sensitivity in bonding to vital, acid etched dentin. *Oper Dent* 2003;28:3-8.

119. Filipovich G, Kanjevac T, Cetenovic B, Ajdukovic Z, Petrovic N. Sexual dimorphism in the dimensions of teeth in Serbian population. *Coll Antropol*, 2016;40:23-8.
120. Flury S, Lussi A, Peutzfeldt A, Zimmerli B. Push-out bond strength of CAD/CAM of ceramic luted to enamel and dentin with self adhesive resin cements. *Dent Mater* 2010;26:855-863.
121. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneer 6-to 12 years clinical evaluation – a retrospective study *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:9-17.
122. Fradeani M. Six-year follow-up with Empress veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:216-225.
123. Fradeani M. Esthetic analysis: A systematic approach to prosthetic treatment. *Chicago: Quintessence Int*;2004:156-61.
124. Friedman M. Multiple potential of etched porcelain laminate veneers. *J Am Dent Assoc* 1987;spec no:83E-87E.
125. Friedman MG. A 15 year review of porcelain veneer failure: a clinician's observation. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19(6):625-28.
126. Furuse AY, Franco EJ, Mondelli J. Esthetic and functional restoration for an anterior open occlusal relationship with multiple diastema; a multidisciplinary approach. *J Prosthet Dent* 2008;99(2):91-4.
127. Garber DA. Rational tooth preparation for porcelain laminate veneers. *Compendium* 1991;12:316-320.
128. Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites – a comparative study. *Dent Mater* 2006;22:934-41.

129. Gillings B, Buonocore M. An investigation of enamel thickness in human lower incisor teeth. *J Dent Res* 1961;40(1):105-18.
130. Goldstein MB. No-prep/minimal prep: the perils of simplification. *Dent Today* 2007;26:10.
131. Goldstein R. Diagnostic dilemma: To bond, laminate or crown? *Int J Periodont Rest Dent* 1987;5:9-29.
132. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG Jr, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater* 2011;27(4):394-406.
133. Gresnigt M, Kalk W, Ozcan M. Clinical longevity of ceramic laminate veneers bonded to teeth with and without existing composite restorations up to 40 months. *Clin Oral Investig* 2013;17:823-832.
134. Gresnigt M, Marco M, Ozcan M. Effect of static and cyclic loading on ceramic laminate veneers adhered to teeth with and without aged composite restorations. *J of Adhes Dent* 2011;13:569-577.
135. Gresnigt M, Ozcan M. Esthetic rehabilitation of anterior teeth with porcelain laminates and sectional veneers. *J Cad Dent Assoc* 2011;77:b143.
136. Gresnigt M, Ozcan M, Kalk W. Esthetic rehabilitation of worn anterior teeth with thin porcelain laminate veneers. *Eur J Esthet Dent* 2011;6:298-313.
137. Guarda GB, Concalves LC, Correr AB, Moraes RR, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Luting glass-ceramic restorations using a self-adhesive resin cement after different enamel conditions. *J Appl Oral Sci* 2010;18:244-248.

138. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems:laboratory and clinical performance. *Dent Clin N Am* 2011;55(2):333-352.
139. Guess PC, Stappert CF. Midterm results of a five-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. *Dent Mater* 2008;24:804-813.
140. Gurel G. Porcelain laminate veneers: Minimal tooth preparation by design. *Dent Clin North Am* 2007;51:419-431.
141. Gurel G, Sesma N, Calamita MA, Coachman C, Moromoto S. Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *Int H Periodontics Restorative Dent* 2013;33:31-9.
142. Hannig M, Bock H, Bott B. Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. *Eur J Oral Sci* 2002;110:464-70.
143. Harris EF, Hicks JD, Barcroft BD. Tissue contribution to sex and race: diferencies in tooth crown size. *Am J Phys Anthropol* 2002;1172:194-7.
144. Hasanreisoglu U, Brksun S, Aras K Arslan I. An analysis of maxillary anterior tth: facial and dntal proportions. *J Prosthet Dent* 2005;94:5308.
145. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. Resin-tooth interfaces after long term of function. *Am J Dent* 2001;14:211-5.
146. Hedge TK. Minimal prep veneers: a conservative alternative. *Pract Proced Aesthet Dent* 2009;20:475-477.
147. Heymann HO. Rigth or rong. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:1-2.
148. Heymann HO, Swift EJ. Is tooth structure not sacred anymore? *J Esthet Rest Dent* 2001;13:1-2

149. Highton R, Caputo AA, Matyas J. A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. *J Prosthet Dent* 1987;58:157-161.
150. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munk J, Ikeda T, Van Landuyt, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007;23:71-80.
151. Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schlapfer R, Hammerle C, Fischer J. Shear bond strength of resin cement to human dentin. *Dent Mater* 2008;24:944-50.
152. Horn HR. A new lamination, porcelain bonded to enamel. *N Y State Dent J* 1983;49:401-3.
153. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am* 1983;27:671-84.
154. Horvath S, Schulz CP. Minimally invasive restoration of a maxillary central incisor with a partial veneer. *Eur J Esthet Dent* 2012;7:6-16.
155. Hoshing UA, Patil S, Medha A, Bandekar SD. Comparison of shear bond strength of composite resin to enamel surface with laser etching versus acid etching: An in vitro evaluation. *J of Conservative Dent* 2014;17:329-324.
156. Hsu C, Stangel I, Nathanson D. Shear bond strengths of resin to etched porcelain. *J Dent Res* 1985 (abstract 1095).
157. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater* 2016;32:223-232.
158. Hui KK, Williams B, Davis FH. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Br Dent J* 1991;171:51-52.

159. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas M. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new resin-based self-adhesive luting cement. *Dent Mater* 2007;23(2):218-225.
160. Ishioka S, Caputo AA. Interaction between the dental smear layer and composite bond strengths. *J Prosthet Dent* 1989;61:180-185.
161. Issar R, Masundar D, Ranjan S, Krishna N, Kole R, Singh P. Comparative evaluation of the etching pattern of Er,Cr:YSGG & acid etching on extracted human teeth – a SEM analysis. *J Clin Diagn Res.* 2016 10:ZC01-ZC05.
162. Javaheri DS. Considerations for planning esthetic treatment with veneers involving no or minimal preparation. *J Am Dent Assoc* 2007;138:331-337.
163. Kacker MD, Yarovesky U, Jadali L. Ultra thin veneers: beautiful and natural. *Dent Today* 2011;30:102-105.
164. Karaarslan ES, Usumez A, Ozturk B, Cebe MA. Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *Eur J Dent.* 2012;6:87–94.
165. Karagozoglu I, Toksavul S, Toman M. 3D quantification of clinical marginal and internal gap of porcelain laminate veneers with minimal and without tooth preparation and 2year clinical evaluation. *Quintessence Int* 2016;47:46171.
166. Katoh Y, Taira Y, Kato C, Suzuki M, Shankai K. A case report of a 20-year follow-up of porcelain laminate veneer restorations. *Oper Dent* 2009;34:626-30.
167. Kern M., Sasse M. Ten-year survival of anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial prostheses. *J Adhes Dent* 2011;13:407-10.

168. Kilink E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 2011;36:661-9.
169. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000;13:60D-76D.
170. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *JADA*. 2000;131 Suppl:20S-25S.
171. Lacy AM, Wada C, Du W, Watenable L. In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J Prosthet Dent* 1992;67:7-10.
172. Land MF, Hopp CD. Survival rates of all ceramic systems differ by clinical indications and fabrication method. *J Evis Dent Pract* 2010;10:37-38.
173. Lavelle CL. Maxillary and mandibular tooth size in different racial groups and in different occlusal categories. *Am J Orthod* 1972;61:29-37.
174. Layton DM. Understanding Kaplan-Meier and survival statistics. *Int J Prosthodont* 2012;26(3):218-226.
175. Layton DM, Clarke M. A systematic review and meta-analysis of the survival of non-feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *Int J Prosthodont* 2013;26:111-124.
176. LaytonDM, Walton T. An up to 16 years prospective study of 304 porcelain veneers. *Int J Prosthodont* 2007;20:389-396.
177. Lee JH, Um CM, Lee IB. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler compositions. *Dent Mater* 2006;22:515-526.
178. Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatment:

- bond strength and etching pattern evaluations. *Dent Mater J* 2010;29:425-432.
179. Lin S, Caputo A, Eversole L, RizoIU I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosth Dent*. 1999;82:451-45.
 180. Lin TM, Liu PR, Ramp LC, et al. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent* 2012;40:202-9.
 181. Lombardi RE. The principles of visual perception and their clinical application to denture esthetics. *J Prosthet Dent* 1973;29(4):358-82.
 182. Lowe RA. No-prep veneers: a realistic option. *Dent Today* 2010;29:80-86.
 183. Luhrs A, De Munk J, Geurtsen W, Van Meerbeek J. Composite cements benefit from light-curing. *Dent Mater* 2014;30:292-301.
 184. Magne P, Belser UC. Novel porcelain laminate preparation approach driven by a diagnostic mock-up. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:7-16.
 185. Magne P, Belser UC. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Quintessence publishing company. 2002, 406 p.
 186. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite element analysis. *Quintessence Int* 1999;30:661-672.
 187. Magne P, Gallucci GO, Belser UC. Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects. *J Prosthet Dent* 2003;89:453-61.

188. Magne P, Hanna J, Magne M. The case for moderate “guided prep” indirect porcelain veneers in the anterior dentition. The pendulum of porcelain veneer preparations: from almost no-prep to over-prep to no-prep. *European J o f Esthet Dent* 2013;8:376-388.
189. Magne P, Magne M. Use of additive wax-up and direct intraoral mock-up for enamel preservation with porcelain laminate veneers. *Eur J Esthet Dent* 2006;1:10-19.
190. Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:440-457.
191. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers *J Prosthet Dent* 1999;81:335-342.
192. Malament K, Socransky S. Survival of Dicor glass ceramics dental restorations over 20 years: Part 4. The effect of combination of variables. *Int J Prosthodont* 2010;23:134-40.
193. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin N Am* 2011;55(2):311-332.
194. Martínez-Insua A, Da Silva D L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*. 2000;84:280–8.
195. Mavroskoufis F, Ritchie GM. Variation in size and form between left and right maxillary central incisor eteth. *J Prosthet Dent* 1980;43:254 7.
196. McLaren EA, LeSage B. Feldspathic veneers: what are their indications? *Comped Cont Educ dent* 2011;32:44-9.

197. McClean JW. Ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J* 1988;164:187-94.
198. McLean DE, Meyers EJ, Guillory VL, Vandewalle KS. Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Operative dentistry* 2015;40:410-417.
199. Meijering AC, Creugers NHJ, Roeters FJM, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. *J Dent* 1998;26:563-568.
200. Milleding P. Preparations for fixed prosthodontics. Copenhagen: Munksgaard 2012.
201. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt JA. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *J Oral Sci* 2014;56:1-9.
202. Moezizadeh M, Ansari ZJ, Fard FM. Effect of surface treatment on micro shear bond strength of two indirect composites. *J Conserv Dent* 2012;15:228-32.
203. Moldes VL, Capp CI, Navarro RS, Matos AB, Youssef MN, Cassoni A. *In vitro* microleakage of composite restorations prepared by Er:YAG/Er, Cr: YSGG lasers and conventional drills associated with two adhesive systems. *J Adhes Dent.* 2009;11:221-9.
204. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited calcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 2008;87:974-9.
205. Morford CK, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC, Sharma AB, Rechmann P. Er:YAG laser debonding of porcelain veneers. *Lasers Surg Med.* 2011;43):965-74.

206. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont* 1994;7:549-553.
207. Nalbandian S, Millar BJ. The effect of veneers on cosmetic improvement. *Br Dent J* 2009;25:207.
208. Nash RW. What's different about IPS empress esthetic. *CERP* 2005:52-7.
209. Neto DS, Navez LZ, Costa AR, Correr AR, Consani S, Borges GA, CorrerSobrinho L. The effect of hydrofluoric acid concentration on the bond strength and morphology of the surface and interface of the glass ceramics to a resin cement. *Operative dentistry* 2015;405:470479.
210. Nikzad S, Azari A, Dehgan S. Ceramic (feldspatic and IPS Empress 2) vs. Laboratory composite (Gradia) veneers; a comparison between their shear bond strength to enamel; an in vitro study. *J Oral Rehabil* 2010;37:569-74.
211. Nosti J. "This is in" the art of minimum and no prep veneer. *JNJ Dent Assoc* 2009;80:30-1.
212. Obeidi A, McCracken MS, Liu PR, Litaker MS, Beck P, Rahemtulla F. Enhancement of bonding to enamel and dentin prepared by Er,Cr:YSGG laser. *Lasers Surg Med* 2009;41:454-62.
213. Oliveira IK, Fonseka F, do Amaral FL. Diagnosis and esthetic functional rehabilitation of a patient with amelogenesis imperfecta. *Quintessence Int* 2011;42:463-9.
214. Oquendo A, Brea L, David S. Diastema: Correction of excessive spaces in the esthetic zone. *Dent Clin N Am* 2011;55(2):265-281.
215. Orozco Varo A, Arroyo Cruz G, Martines de Fuents R, Gimenez-Castellanos E. Biomtric analysis of th clinical crown

- and the width/length ratio in the maxillary anterior region. *J Prosthet Dent* 2015;113:565-570.
216. Ozcan M, Allahbeickaraghi A, Dundar M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Invest* 2012;16:1523.
 217. Ozer T, Basaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Dentofacial Orthop*. 2008;134:193–97.
 218. Ozturk E, Bolay S, Hickel R, Ilie N. Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentin, enamel-dentin complex bonded with different adhesive luting systems. *J Dent* 2013;41:97-105.
 219. Ozturk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Investig* 2012;16:139-46.
 220. Palmer D, Barco M, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992;67:325-7.
 221. Panah FG, Resai SM, Ahmadain L. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *J Prosthodont* 2008;7:409-414.
 222. Parker Steven P.A., Arun A. Darbar, John D.B. Featherstone at all The Use of Laser Energy for Therapeutic Ablation of Intraoral Hard Tissues *J Laser Dent* 2007;15(2):78-86.
 223. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch and rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;27:1-16.
 224. Patricia T, Joao CF, Sofia AO, Alvaro FA, Walter RD, Paulo RM. Shear bond strength and SEM morphology evaluation of

- different dental adhesives to enamel prepared with Er:YAG laser. *Contemp Cl Dent*. 2013;4:20–26.
225. Pazin MC, Moraes RR, Goncalves LC. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. *J Oral Sci* 2008;50:131-6.
226. Pegoraro TA, da Silva NRF, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin N Am* 2007;51:453-471.
227. Pelaez-Vargas A, Dussan JA, Restrepo-Tamayo LF, Paucar C, Ferreira JA, Monteiro FJ. The effect of slurry preparation methods on biaxial flexural strength of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2011;105:308-14.
228. Pena CE, Viotti RG, Dias WR, Santucci E, Rodrigues JA, Reis AF. Esthetic rehabilitation of anterior conoid teeth: Comprehensive approach for improved and predictable results. *Eur J Esthet Dent* 2009;4:210-224.
229. Pereira SG, Fulgencio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2010;26:710-8.
230. Petridis HP, Zekeriodu A, Malliari M, Tortopidis D, Koidis P. 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* 2012;7:138-52.
231. Peumans M, De Munck J, Fieuws, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trail of porcelain veneers. *J Adhes Dent* 2004;6:65-76.
232. Peumans M, van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000;28:163-177.

233. Pinto RC, Chambrone L, Colombini BI, Ishikiriyama SK, Britto IM, Romito GA. Minimally invasive esthetic therapy: a case report describing the advantages of a multidisciplinary approach. *Quintessence Int* 2013;44(5):385-91.
234. Pippin DJ, Mixon JM, Soldan-Els AP. Clinical evaluation of restored maxillary incisors: veneers vs. PFM crowns. *J AmDent Assoc* 1995;126:1523-9.
235. Pires PT, Ferreira JC, Oliveira SA, Azevedo AF, Dias WR, Melo PR. Shear bond strength and SEM morphology evaluation of different dental adhesives to enamel prepared with ER:YAG laser. *Contemp Clin Dent* 2013;4:20-26.
236. Piwowarczyk A, Blum J, Abendroth H. Non-prep restoration of an ankylosed incisor: A case report. *Quintessence int* 2015;46:281-285.
237. Probst B, Henrich GM. 11-year follow-up study of resin bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1997;10:259-68.
238. Quinn F, McConell RJ. Porcelain laminates: a review. *Br Dent J* 1986;161(2):61-5.
239. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008;10:251-8.
240. Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dent Clin N Am* 2011;55:353-70.
241. Reshad M, Cascione D, Magne P. Diagnostic mock-ups as an objective tool for predictable outcomes with porcelain laminate veneers in esthetically demanding patients: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008;99:333-339.

242. Rinke S, Lange K, Ziebolz D. Retrospective study of extensive heat-pressed ceramic veneers after 36 months. *J Esthet Restorative Dent.* 2013;25(1):42-52.
243. Ritter AV, Ghaname E, Pimenta LA. Dentin and enamel bond strengths of dual-cue composite luting agents used with dual-cure dental adhesives. *J Dent.* 2009;37(1):59-64.
244. Roberts M, Shull CF. Treating young adult with bonded porcelain veneers. *JADA* 2011, 142(suppl) 10S-13S.
245. Rodrigues RF, Ramos CM, Francisconi PA, Borges AF. The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015;113:220-227.
246. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009;25:348-52.
247. Rotoli B, Lima D, Pini N, Aguiar F, Pereira G, Paulillo L. Porcelain veneers as an alternative for esthetic treatment: clinical report. *Oper Dent* 2013;38:459-66.
248. Ruzich J, Stoimenov N. Advanced copper matrix composites. Prof. Marin Drinov Publishing House of Bulgarian Academy of Sciences 2016.
249. Saar M, Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Kane AW, Vreven J, Van Meerbeek B, Van Landuyt KL. Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin. *Clinical Oral Investigations* 2010;14:569-577.
250. Sabatini C, Patel M, D'Silva E. In vitro shear bond strength of the self-adhesive resin cements and a resin-modified glass ionomer cement to various prosthodontics substrates. *Oper Dent* 2013;38:186-196.

251. Sailer I, Hernandez Oendra AE, Stawarczyk B, Hammerle CHF. The effects of desensitizing resin, resin sealing, and provisional cement on the bond strength of dentin luted with self-adhesive and conventional resin cements J Prosthet Dent 2012;107:252-260.
252. Samorodnitzky Naveh GR, Geiger SV, Levin L. Patients satisfaction with dental esthetics. J Am Dent Assoc 2007;138:805-8.
253. Samra AP, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. Brazil Oral Res 2008;22:205-209.
254. Samuelson R, Gad M, Gad J. Minimally invasive prosthodontics using ultrathin ceramics based on active colour physics. Am J Esthet Dent 2012;1:44-54.
255. Samuelsson R, van Dijken JW. Minimally invasive tooth preparation for bonded ceramic restorations. Am J Esthet Dent 2013;3(2):112-1.
256. Sancakli HS, Erdemir U, Yildiz E. Effects of Er:YAG laser and air abrasion on the microleakage of a resin-based fissure sealant material. Photomed Laser Surg. 2011;29:485-92.
257. Sasaki LH, Lobo PD, Moriyama Y, Watanabe IS, Villaverde AB, Tanaka CS. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: A comparative study *in vitro*. Braz Dent J. 2008;19:57-61.
258. Sawan MN, Hussain N, Alkurdi MM. Etching of enamel by laser energy for direct bonding of orthodontic appliance and evaluation of shear bond strength. Energy Procedia 2015;74:1452-58.

259. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;26:e 78-93.
260. Schmidt KK, Chiayabutr Y, Phillips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneer. *J Prosthet Dent* 2011;105:374-85.
261. Schmitter M, Seydler BB. Minimally invasive lithium disilicate veneers fabricated using a chairside CAD/CAM: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2012;107:71-4.
262. Shahabi S, Bagheri HG, Ramazani K. Tensile bond strength of sealants following Er:YAG laser etching compared to acid etching in permanent teeth. *Lasers Med Sci.*2012;27:371-5.
263. Shenoy A. Survival rate of porcelain laminate restoration based on different incisal preparation designs: An analysis. *J of Conservative Dent* 2011;14:203-203.
264. Sherfudhin H, Abdullah MA, Khan N. A cross-sectional study of canine dimorfism in establishing sex identity: comparison of two statistical methods. *J Oral Rehabil* 1996;23:627-31.
265. Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 1983;62:297. (abstract 1154).
266. Smales RJ, Etemadi S. Long term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2004;17:323-326.
267. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc* 2008;139:19-24.
268. Stappert SF, Ozden U, Att W, Gerds T, Strub GR. Marginal accuracy of press-ceramic veneers influenced by preparation design and fatigue. *Am J Dent* 2007;20:380-4.

269. Stappert SF, Ozden U, Gerds T, Strub GR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure of masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 2005;94:132-139.
270. Stappert SF, Stathopoulou N, Gerds T, Strub JR. Survival rate and structure strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. *J of Oral Rehab* 2005;32:266-272.
271. Sterrett JD, Oliver T, Robinson F, Fortson W, Knaak B, Russell CM. Width/length ratios of normal clinical crowns of the maxillary anterior dentition in man. *J Clin Periodontol* 1999;26:153-7.
272. Strassler HE. Minimally invasive porcelain veneers: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *Gen Dent* 2007;55:686-694.
273. Tinschert J, Zwes D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-, and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-535.
274. Tsukiyama T, Marcushamer E, Griffin T, Arquello E, Magne P, Gallucci GO. Comparison of the anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in Asian and white subjects. *J Prosthet Dent* 2012;107:11-16.
275. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness of final colour of laminate veneers: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2013;109:179-186.
276. Turkmen C, Sazak-Ovecoglu H, Gunday M, Gungor G, Durkan M, Oksuz M. Shear bond strength of composite bonded with three adhesives to Er, Cr:YSGG laser-prepared enamel. *Quintessence Int* 2010;41:e119-24.

277. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent* 2013;90:24-30.
278. Usumez S, Orhan M, Usumez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Dentofacial Orthop.* 2002;122:649–56.
279. Vadavadagi SV, Hombesh MN, Choudhury GK, Deshpande S, Anusha CV, Murthy DK. Variation in size and form between left and right maxillary central incisor teeth. *J Int Oral Health* 2015;7:33-36.
280. Valiati F, Belser U. Palatal and facial veneers to treat severe dental erosion: a case report following the three-step technique and the sandwich approach. *Eur J Esthet Dent* 2011;6:268-78.
281. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am* 2004;48:1017-59.
282. Van Dijken JW. A prospective 8-year evaluation of a mild two-step self-etching adhesive and heavily filled two-step etch-and-rinse system in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 2010;26:940-946.
283. Van Dijken JW, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin-enamel bonded pressed ceramic coverages. *Dent Mater* 2010;26:929-939.
284. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin & current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215-35.
285. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J, Lambrechts P, Peumans M.

- Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach 3rd ed 2009; Quintessence Publishing, Chicago 183-260.
286. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011;27:17-28.
 287. Vant Spijker A, Rodriguez JM, Kreulen CM. Prevalence of tooth wear in adults. *Int J Prosthodont* 2009;22:35-42.
 288. Vargas MA, Bergeron C, Diaz Arnold A. Cementing all ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc* 2011;142(suppl 2):25-245.
 289. Vinicius Soares P, Rezende S, Carvalho F. Esthetic rehabilitation with laminated ceramic veneers reinforced by lithium disilicate. *Quintessence Int* 2014;45:129-133.
 290. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res* 1996;75:599-605.
 291. Vrochari AD, Eliades G, Hellvig E, Wrbas KT. Water sorption and solubility of four self-etching and self-adhesive resin luting agents. *J Adhes Dent* 2010;12(1):39-43.
 292. Wall JG, Reinsbick MH, Johnston WM. Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. *Int J Prosthodont* 1992;5:441-6.
 293. Walls AW. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 2. Clinical results after 5 years of follow-up. *Br Dent J* 1995;178:337-340.
 294. Walter RD, Raigrodski AJ. Critical appraisal: Clinical considerations for restoring mandibular incisors with

- porcelain laminate veneers. *J Esthet Restor Dent* 2008;20:276-281.
295. Ward DH. A study of dentists' preferred maxillary anterior tooth width proportions: comparing the recurring esthetic dental proportion to other mathematical and naturally occurring proportions. *J esthet Restor Dent* 2007;19:324-37.
296. Watts DC, Satterthwaite JD. Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dent Mater* 2008;24:1-8.
297. Witt M, Flores-Mir C. Laypeople's preferences regarding frontal dentofacial esthetics: tooth related factors. *J Am Dent Assoc* 2011;142:635-645.
298. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. *Dent Mater* 2005;21:1178-88.
299. Zarone F, Epifania E, Leone G, Sorrentino R, Ferrari M. Dynamometric assessment of the mechanical resistance of porcelain veneers related to tooth preparation: A comparison between two techniques. *J Prosthet Dent* 2006;5:254-363.
300. Zorba YO, Bayindir YZ, Barutcuğil C. Laminate veneers with resin composites. Two case reports with five-year follow-ups. *J Contemp Dent Pract* 2010;11:E056-E062.
301. Zorzin Z, Petschelt A, Ebert J, Lohbauer U. pH neutralization and influence on mechanical strength in self-adhesive resin luting agents. *Dent Mater* 2012;28:672-679.

Х. ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение 1. Модифицирани USPHS критерии за оценка на конструкциите

Категория	Оценка		Критерии
	Приемлив	Неприемлив	
Анатомична форма	0		Конструкцията съответства на зъбната анатомия
	1		Конструкцията е леко свръхконтурирана, апроксималните контакти са леко отворени
		3	Конструкцията е свръхконтурирана, експозиция на дентин
		4	Конструкцията липсва частично или изцяло, наличие на фрактурирани зъбни тъкани, травматична оклузия, болка в зъба
Маргинална адаптация	0		Конструкцията е продължение на естествената анатомична форма на зъба, сондата не закача. Гладки ръбове
	1		Сондата закача, но не се вижда пукнатина. Всички граници са затворени, но има наличие на малки пукнатини.
		2	Забелязва се пукнатина до маргиналният ръб, има експозиция на дентин
		3	Конструкцията е отлепена от едната страна
	4	Конструкцията е отлепена	
Маргинално оцветяване	0		Липса на оцветяване

	1		Леко оцветяване, което може да бъде полирано
		2	Очевидно оцветяване, което не може да бъде полирано
		3	Силно оцветяване
Повърхностна грапавина	0		Гладка повърхност
	1		Леко грапава
		2	Грапава, не може да бъде полирана
		3	Повърхността е набраздена, неравномерни бразди
Съответствие на цвета	0		Много добро съвпадение на цвета
	1		Добро съответствие на цвета
		2	Леко несъответствие на цвета или шеид
		3	Очевидно несъответствие, извън достижимите граници
		4	Голямо несъответствие
Фрактура на реставрацията	0		Липса на фрактура
	1		Малки напукани линии върху реставрацията
		2	Малки отчупвания от реставрацията (до ¼ от реставрацията)
		3	Средни отчупвания от реставрацията (до ½ от реставрацията)
		4	Големи отчупвания (3/4 от реставрацията)
		5	Отлепване на реставрацията
Фрактура на зъба	0		Липса на фрактура
	1		Наличие на малки пукнатини

Приложение 2 - Процедура за адхезивно свързване

Материал	Апликационен метод
Variolink II	Киселинно ецване (37% фосфорна киселина) за 30 секунди – емайлова повърхност, 15 секунди дентинова повърхност, измиване, въздушно подсушаване, нанасяне на Excite DSC за 10 секунди, въздушно подсушаване, фотополимеризиране за 10 секунди
Maxcem Elite	<p>5. Нанася се със смесителна канюла върху подсушена зъбна повърхност. Светлинно се полимеризира за 40 секунди от четири посоки.</p> <p>6. Емайловата повърхност се ецва предварително с 37% фосфорна кеселина за 30 секунди. Повърхността се измива, подсушава. Нанася се със смесителна канюла върху подсушена зъбна повърхност. Светлинно се полимеризира за 40 секунди от четири посоки.</p> <p>7. Емайловата повърхност се ецва предварително с 30% фосфорна кеселина за 37 секунди. Повърхността се измива, подсушава. Нанася се със смесителна канюла върху подсушена зъбна повърхност. Светлинно се полимеризира за 40 секунди от четири посоки.</p> <p>8. Лазерна аблация върху емайловата повърхност Срежим на работа 30 Hz, 1 W, 10% вода/15% въздух. Повърхността се измива, подсушава. Нанася се със смесителна канюла върху подсушена зъбна повърхност. Светлинно се полимеризира за 40 секунди от четири посоки.</p>

Приложение 3 – Материали, производители, химичен състав

Материал	Производител	Вид	Химичен състав
Variolink II	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstien	Двойнополимеризиращ композитен цимент Ецване, измиване, апликация на адхезив Excite	Bis-GMA, urethane dimethacrylate, methacrylated phosphoric acid esters, calcium hydroxide, sodium persulfate, sodium p- toluene sulfinate, glass powder, silica
Maxcem Elite	Kerr, Orange, USA, Kerr Corporation, Orange, USA	Двойнополимеризиращ самоадхезивен композитен цимент	Base: Urethane Dimethacrylate, Fluoroaluminosilicate glass Catalist paste: Bisphenol-A- diglycidyl- methacrylate, Triethylenglycoldimet acrylathedihydrogen phosphate, Bariumaluminosilicat ed glass

Приложение 4. Пациенти с фиксирани фасети с различна предварителна подготовка на емайловата зъбна повърхност.

На снимка 1 от приложение 4 е представена пациентката И.Р. на 24 години, в добро общо здраве. Силни субективни симптоми – нарушена естетика на фронталните зъби.



Пациентката И.Р. преди проведеното лечение



Пациентката И.Р. 5 години (граница на физиологичен тъканен толеранс) след фиксиране на керамичните фасети, като предварителната подготовка беше по метода на ЛА.



Пациентката П. И. – 9 години след фиксиране на керамични фасети (критично реакционно време на престой) като предварителната подготовка е по метода на ЛА.



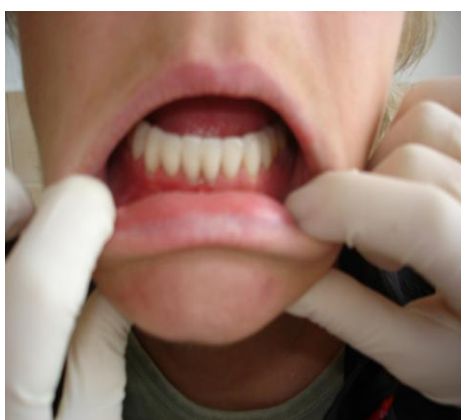
Пациентката Х.Ц. – 9 години след фиксиране на керамичните фасети (критично реакционно време на престой) със самоадхезивен цимент. Предварителната подготовка на зъбния емайл – киселинно ецване. Наблюдава се маргинално оцветяване.¹⁸⁸



Пациентката Е. К. веднага след циментиране на керамичните фасети и 9 години след процедурата (критично реакционно време на престой). Тя принадлежи към контролната група.



Пациентката М. М. 8 години след циментиране на керамичните фасети (критично реакционно време на престой), като предварителната подготовка беше с киселинно ецване на зъбния емайл.



Пациентката А.С. 9 години след циментиране на керамичните фасети (критично реакционно време на престой) с предварителна подготовка – ЛА.

АВТОБИОГРАФИЯ



Д-р Стефка Стефанова Казакова е родена на 11. 10. 1966 год. в град Велико Търново.

Завършва ЕГ „Проф. д-р Асен Златаров“ в град Велико Търново през 1984 год. със златен медал.

През 1990 год. завършва висшето си образование със степен „магистър“ в МУ град София. През 1993 год. с конкурс е назначена за редовен асистент в катедра „Протетична дентална медицина“ при ФДМ – София. През 1997 год. придобива специалност „Протетична дентална медицина“. От 2004 год. е главен асистент. През 2005 год. придобива специалност „Обща стоматология“. Има 16 научни статии и изяви в конференции и конгреси. Части от дисертационния труд са представени в четири научни публикации и един постер, изнесен на международен конгрес.

Член е на БЗС и БНСД.