ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ ПЕРВЫЙ МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ И.М. СЕЧЕНОВА МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ (СЕЧЕНОВСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)

На правах рукописи



Сальман Ибрагим

Сравнение сил адгезии при различных способах обработки эмали при фиксации брекетов (экспериментальная работа)

3.1.7. Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, доцент
Локтионова Марина Владимировна

Москва – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ 4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ 19
1.1. Теоретические основы кислотного травления 19
1.2. Виды кислотного травления 20
1.2.1. Фтористоводородная кислота (HF) 21
1.2.2. Фосфорная кислота 22
1.2.3. Самопротравливаемые праймеры 23
1.2.4. Адгезионные системы 24
1.2.5. Тотальное травление 27
1.2.6. Селективное травление 28
1.2.7. Самоадгезирующие материалы 29
1.3. Основополагающие критерии подбора кислоты для травления эмали 30
1.4. Методы кислотного травления 31
1.5. Протоколы травления в зависимости от структуры поверхности 35
1.6. Использование лазерной энергии для травления поверхности эмали в стоматологии 38
1.7. Лазеры в стоматологии 40
1.7.1. Применение лазера при обработке мягких тканей 48
1.7.2. Применение лазеров при обработке твердых тканей 53
1.8. Меры безопасности при работе с лазерным излучением 56
1.9. Сравнение прочности на сдвиг между полиэфирэфиркетоном (PEEK) и термоактивируемой полиметилметакрилатной (PMMA) смолой после лазерной обработки 58
1.10. Сравнительный анализ влияния параметров травления эмали лазером Er,Cr:YSGG на адгезионную прочность ортодонтических брекетов при сдвиге 60
1.10.1. Лазер Er,Cr:YSGG как альтернатива кислотному травлению при использовании самоадгезивных композитных цементов 62
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ 65
2.1. Материалы и методы 65

2.1.1. Дизайн исследования 65
2.1.2. Методы анализа влияния кислотной и лазерной обработки эмали на её структуру перед фиксацией брекетов 65
2.1.3. Методика оценки адгезионной прочности брекетов 67
2.1.4. Методы оценки остаточного адгезивного материала 72
2.2. Статистический анализ 75
2.2.1. Статистический анализ микроскопического и спектрального исследования 75
2.2.2. Статистический анализ механических испытаний 75
2.3. Статистический анализ ассоциаций между предельным сдвиговым усилием и долей остаточного адгезивного покрытия 76
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ 78
3.1. Результаты микроскопического и спектрального анализа 78
3.2. Результаты механических испытаний 96
3.3. Оценка уровня ассоциации между адгезионной прочностью стоматологических клеев и долей их остаточного покрытия в области эмали после механического отрыва брекета 106
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ 112
4.1. Морфологические и химические изменения эмали 112
4.2. Влияние типа обработки эмали на механические характеристики 113
4.3. Сравнительный анализ и клиническое значение 115
4.4. Анализ характера разрушения адгезионного соединения и распределения остаточного адгезива 116
4.5. Итоговое заключение по обсуждению 117
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 120
ОГРАНИЧЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ 123
ВЫВОДЫ 124
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ 126
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ 128

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Современная ортодонтия предъявляет высокие требования к точности позиционирования брекет-систем, прочности их фиксации и стабильности адгезионного контакта на протяжении всего лечения. Существенную роль в этом играет этап подготовки поверхности эмали к последующему адгезионному взаимодействию с инструментами трансляции усилий. Традиционно в клинической практике для этих целей применяется травление эмали 37% раствором фосфорной кислоты, позволяющее создать микрорельеф и обеспечить необходимое сцепление между эмалью и ортодонтической конструкцией посредством специализированного стоматологического адгезива.

Тем не менее, несмотря на распространённость данного подхода, он имеет ряд ограничений. Кислотное воздействие может вызывать чрезмерную деминерализацию эмали, что в дальнейшем способно привести к повышенной чувствительности зубов, изменению её структуры и, в отдельных случаях, к развитию вторичного кариеса. Дополнительной проблемой является невозможность точного контроля глубины травления, что затрудняет адаптацию метода к индивидуальным особенностям конкретного пациента.

В связи с этим в последние годы активно ведётся поиск альтернативных решений, сочетающих меньшую инвазивность и большую управляемость процесса травления эмали. Одним из таких направлений стало применение лазеров, в частности, Er,Cr:YSGG. Использование энергии лазерного пучка позволяет воздействовать на эмаль физико-механическим способом, формируя необходимую шероховатость и поверхностный микрорельеф без применения дополнительных химических агентов. Использование данного технологического решения обеспечивает требуемый уровень адгезионного контакта всех компонентов ортодонтической коррекции, а также в значительной степени снизить риски чрезмерного нежелательного повреждения эмали.

В настоящее время существует достаточное количество научных исследований, направленных на оценку эффекта лазерной обработки эмали. Однако, тематика степени эффективности лазерного травления в сравнении с кислотным остается достаточно спорной и требует дальнейших научно-исследовательских работ в связи с неоднозначностью текущих результатов. Отдельное внимание стоит уделить исследованиям, направленным на изучение уровня адгезионного контакта между используемыми стоматологическими материалами (адгезивами) и эмалью зуба, подвергнутой различным типам обработки. Отдельными научными исследованиями был выявлен факт различий предельных сдвиговых усилий, соответствующих тем или иным стоматологическим адгезивам при лазерной и кислотной обработке эмали.

В связи с явной неполнотой научно-доказательной базы существует актуальная исследовательская задача комплексного анализа совокупного влияния методики обработки эмали и используемого стоматологического адгезива на прочностные характеристики системы эмаль-адгезив-брекет, что позволит сформировать перечень клинически значимых рекомендаций и модифицировать существующие клинические протоколы.

Степень разработанности темы исследования

Повышение уровня надежности и долговечности интерфейса системы эмаль-адгезив-брекет является актуальной научно-исследовательской задачей современной ортодонтии. Наиболее распространенной методикой, позволяющей в значительной степени повысить уровень механического контакта подобных систем, выступает кислотное протравливание зубной эмали с применением 37 процентной фосфорной кислоты. Данный подход традиционно рассматривается как «золотой стандарт», поскольку позволяет сформировать микрорельеф поверхности, необходимый для обеспечения прочного сцепления между брекетом и тканями зуба. Тем не менее, несмотря на высокую эффективность, кислотное травление имеет ряд ограничений. Оно сопровождается риском избыточной

деминерализации, нарушением структуры эмали, повышением чувствительности зубов, а также отсутствием точного контроля глубины воздействия. Эти недостатки стимулировали поиск менее инвазивных и более щадящих методов подготовки эмали.

На этом фоне особое внимание учёных привлекло семейство эрбиевых лазеров, применяемых для обработки твёрдых тканей зуба без химического воздействия и термического повреждения. Экспериментальные основы лазерной абляции эмали и дентина были заложены Hibst и Keller (1989), которые показали высокую эффективность абляции эмали и дентина лазером Er:YAG (длина волны 2,94 мкм) [44]. Следует подчеркнуть, что лазер Er,Cr:YSGG (длина волны 2,78 мкм), используемый в настоящем исследовании, представляет собой отдельную разновидность эрбиевых лазеров, отличающейся от Er:YAG длиной волны, коэффициентами поглощения излучения водой и гидроксиапатитом и, соответственно, порогом абляции: по данным Apel et al. (2002), порог абляции эмали для излучения с длиной волны 2,79 мкм (Er:YSGG) составил 10–14 Дж/см² против 9–11 Дж/см² для Er:YAG [73]. В связи с этим результаты исследований, выполненных с применением Er:YAG, не могут напрямую переноситься на Er,Cr:YSGG и в настоящей работе рассматриваются раздельно.

Ряд исследований указывает на перспективность применения Er,Cr:YSGG в современной стоматологии. Так, Dilip S. et al. (2018) выявили, что обработка эмали Er,Cr:YSGG лазером в режиме 1,5 Вт на протяжении 20 секунд инициирует образование шероховатой поверхности и обеспечивает прочность адгезионного контакта брекетов с поверхностью зубов, сопоставимую травлению 37% фосфорной кислотой, тогда как при меньшей мощности прочность сцепления достоверно снижалась [23]. По данным Mollabashi V. et al. (2019), эмаль, обработанная лазерами Er,Cr:YSGG и Er:YAG, в условиях pH-циклирования лучше сохраняла микротвёрдость (в меньшей степени подвергалась деминерализации), чем после кислотного травления, однако прочность сцепления брекетов в обеих лазерных группах была статистически значимо ниже, чем в кислотной [31].

Систематический обзор и метаанализ 18 *in vitro* исследований (Golshah A. et al., 2020) показал, что в среднем лазерное травление снижает прочность сцепления металлических брекетов с эмалью на 1,39 МПа по сравнению с травлением фосфорной кислотой, а результаты отдельных работ существенно различаются в зависимости от типа лазера и режима облучения [36].

В настоящий момент есть ограниченное количество комплексных работ, в которых одновременно анализируются как способы подготовки эмали, так и различные группы клеевых материалов, включая продукцию отечественного и зарубежного производства. Проведение подобных исследований представляется важным, поскольку они позволяют получить более объективное представление о клинической эффективности различных протоколов фиксации и определить подходы, оптимальные не только с медицинской, но и с экономической точки зрения.

Накопленный научный материал достаточно обширен, но ряд исследовательских вопросов по-прежнему остаётся открытым. Это касается как уровня адгезионной прочности, так и выбора наилучшего сочетания метода подготовки эмали и адгезивного материала, а также воспроизводимости получаемых результатов в клинических условиях. Указанные обстоятельства свидетельствуют о необходимости проведения стандартизированного экспериментального исследования, направленного на всестороннюю оценку эффективности различных вариантов травления и используемых клеевых систем.

Цель и задачи исследования

Целью данной работы является сравнительная оценка эффективности различных способов подготовки эмали — кислотного травления и лазерного воздействия Er,Cr:YSGG — при фиксации ортодонтических брекетов с применением адгезивных материалов отечественного и зарубежного производства.

Для достижения поставленной цели были сформированы следующие задачи:

1) Провести исследование состояния эмали после обработки 37% фосфорной кислотой и лазером Er,Cr:YSGG, с целью выявления различий в структуре поверхности и потенциальной пригодности для адгезии;

2) Оценить и сравнить адгезионную прочность системы “брекет-адгезив-эмаль” для двух методик травления - кислотной и лазерной, при использовании различных адгезивов;

3) Провести спектральный анализ поверхности эмали после травления с целью оценки изменений элементного состава методом энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии;

4) Произвести оценку уровня ассоциации между адгезионной прочностью стоматологических клеев и долей их остаточного покрытия в области эмали после механического отрыва брекета от поверхности зуба с использованием нового программного алгоритма для визуальной оценки;

5) На основании полученных данных разработать практические рекомендации по выбору оптимального сочетания метода подготовки эмали и адгезивного материала для достижения надёжной фиксации брекетов с минимальным риском для тканей зуба.

Научная новизна

1) Получены сравнительные данные о влиянии кислотного травления 37% ортофосфорной кислотой и лазерной обработки Er,Cr:YSGG на предельное сдвиговое усилие фиксации брекетов для трёх конкретных ортодонтических адгезивов, различающихся по составу и стране-производителю (GC Ortho Connect, Япония; Компофикс ОРТО, Россия; Enlight, США). Показано, что эффект метода обработки эмали разнонаправлен и определяется используемым адгезивным материалом: после лазерной обработки предельное сдвиговое усилие возрастало для Enlight, снижалось для Компофикса и не изменялось для GC Ortho Connect;

2) В рамках единого экспериментального протокола испытание на сдвиг (предельное сдвиговое усилие) объединено с энергодисперсионной рентгеновской спектроскопией эмали после кислотного и лазерного травления, а также результатами наноиндентирования интерфейса «эмаль – адгезив – брекет», что позволило сопоставить механические показатели фиксации с изменениями элементного состава эмали;

3) Разработан собственный программный алгоритм количественной оценки доли остаточного адгезивного покрытия на поверхности эмали после отрыва брекета, с помощью которого выполнена оценка ассоциации между предельным сдвиговым усилием и долей остаточного адгезива;

4) Предложены вспомогательные расчётные показатели по данным ЭДС — индекс деминерализации (ID) и индекс минеральной стабильности (MSI) для сравнительного анализа групп исследования;

5) Разработан протокол лабораторного *in vitro* эксперимента, ориентированный на последующую клиническую апробацию, с учётом современных требований к биосовместимости, надёжности и экономической обоснованности используемых материалов;

Дополнительно результаты данного исследования могут быть использованы в качестве основы для совершенствования клинических протоколов фиксации брекетов.

Теоретическая и практическая значимость работы

Настоящая диссертационная работа вносит существенный вклад в развитие научных представлений о механизмах формирования и разрушения адгезионного соединения в системе «эмаль–адгезив–брекет».

В рамках комплексного двухмодального подхода, сочетающего сканирующую электронную микроскопию (СЭМ) и энергодисперсионную рентгеновскую спектроскопию (ЭДС), получены систематизированные данные о морфологических и элементном составе поверхности эмали после традиционного

кислотного травления 37 % ортофосфорной кислотой и лазерной обработки эрбий-хромовым лазером (Er,Cr:YSGG). Установленные различия в характере микрорельефа, соотношении Ca/P и содержании углерода расширяют теоретические представления о степени и глубине деминерализации эмали при различных методах предподготовки поверхности. Предложенные расчётные показатели – индекс деминерализации (ID) и индекс минеральной стабильности (MSI) рассматриваются как вспомогательные показатели для сравнения групп по данным ЭДС.

Полученные с помощью метода наноиндентации (Компофикс ОРТО, после лазерной обработки эмали с адгезивом) данные о твёрдости и модуле упругости в различных зонах системы «эмаль–адгезив–брекет» (зона интактной эмали, интерфейс «эмаль–адгезив», зона адгезивного материала) расширяют фундаментальные представления о градиентном характере механических свойств адгезионного соединения и характере распределения нагрузки на границе раздела разнородных материалов. Установленный резкий (немонотонный) переход механических параметров между зонами согласуется с хрупким характером разрушения адгезионного контакта, наблюдавшимся в механических испытаниях во всех группах (сравнительная оценка механических свойств эмали после кислотного и лазерного травления методом наноиндентации в настоящей работе не проводилась).

Кроме того, теоретическую значимость представляет предложенная регрессионная модель, связывающая предельное сдвиговое усилие с долей остаточного адгезивного покрытия (количественный аналог индекса ARI) и типом травления эмали, а также разработанный программный алгоритм полуавтоматического определения площади остаточного адгезива (ручная разметка контуров оператором с автоматическим расчётом площади) по данным видеомикроскопии. Полученные данные о слабой и статистически незначимой ассоциации между этими параметрами уточняют существующие представления о смешанном (когезивно-адгезивном) характере разрушения соединения и указывают на многофакторную природу его прочности, что открывает направление

для дальнейшего изучения дополнительных детерминант адгезионной прочности в ортодонтии.

Полученные in vitro данные о сохранении фосфатной составляющей минеральной фазы при умеренном снижении соотношения Ca/P (до 1,85–2,05 по массе), меньшем приросте содержания углерода и отсутствии признаков термического повреждения эмали по данным СЭМ после лазерной обработки Er,Cr:YSGG (в отличие от разрушения фосфатной составляющей в наиболее изменённых участках после кислотного травления) позволяют рассматривать данную методику как потенциально более щадящую альтернативу кислотному травлению (целесообразность её применения, в том числе у пациентов с гипоминерализацией эмали, флюорозом и в детской стоматологии, требует подтверждения в клинических исследованиях).

Результаты сравнительной оценки сдвигового усилия для различных ортодонтических адгезивов (GC Ortho Connect, Компофикс ОРТО, Enlight) в сочетании с кислотным и лазерным травлением позволяют сформулировать экспериментально обоснованные предположения о рациональном сочетании «тип обработки эмали – адгезивный материал», подлежащие проверке в клинических исследованиях.

Данные наноиндентационного анализа механических характеристик системы «эмаль–адгезив–брекет» могут использоваться как ориентировочные при разработке и совершенствовании составов ортодонтических адгезивов (прогнозирование устойчивости соединения к циклическим нагрузкам требует отдельных исследований с циклическим нагружением).

Разработанный программный инструмент для полуавтоматического расчёта доли остаточного адгезивного покрытия на основе анализа изображений может использоваться в лабораторной и экспериментальной практике для количественного описания характера разрушения адгезионного соединения.

В целом полученные *in vitro* результаты создают экспериментальную основу для планирования клинических исследований, направленных на оптимизацию протоколов подготовки эмали перед фиксацией ортодонтических конструкций.

Вопросы долговременной стабильности адгезионного соединения и влияния методики на частоту ятрогенных осложнений (белые пятна, микротрещины, вторичный кариес) в рамках настоящей работы не изучались.

Методология и методы исследования

Работа проводилась в формате *in vitro* с использованием удалённых зубов человека (резцов и премоляров), что позволило стандартизировать условия эксперимента и снизить влияние вариабельных биологических факторов. Тип зуба при распределении по группам не стратифицировался и в статистическом анализе как отдельный фактор не учитывался, что в текущем исследовании представляется ограничением.

Исследование построено на использовании классического лабораторного метода оценки прочности адгезионного соединения ортодонтических брекетов с эмалью зуба, с применением стандартизированных условий подготовки образцов, фиксации и тестирования. Соблюдены все этапы экспериментального протокола: от хранения зубов в физиологическом растворе, до рандомизированного распределения на шесть групп анализа, различающихся по методу подготовки эмали (кислотное травление или лазер Er,Cr:YSGG) и типу используемого адгезивного материала (GC Ortho Connect, Компофикс OPTO, Enlight).

Морфологический анализ поверхности эмали проводился с целью объективной оценки микроструктурных изменений после различных методов травления. Оценка прочности адгезионного контакта выполнялась при помощи стандартных методов механического тестирования на сдвиг: определялось предельное сдвиговое усилие (Fmax, Н), приводящее к разрушению адгезионного соединения «эмаль-адгезив-брекет», а также прочность адгезионного соединения на сдвиг (МПа).

В качестве методологической базы исследования также выступают принципы сопоставимости и объективности: применялись различные материалы с соблюдением единой схемы фиксации и нагрузки.

Статистическая обработка данных предусматривала использование как специализированных программных пакетов (IBM SPSS Statistics 25, RStudio), так и языков программирования (python 3.0, R). Накопление и систематизация данных проводилась в программе Microsoft Excel 2024.

Личный вклад автора

Автором осуществлен анализ отечественной и зарубежной литературы по теме диссертационной работы. Автор принимал непосредственное участие в разработке дизайна исследования и постановке задач, проводил сбор, подготовку и анализ материала диссертационной работы. Автором лично проводились процедуры кислотного травления (37% ортофосфорной кислотой) и лазерной обработки эмали (Er,Cr:YSGG, длина волны 2780 нм, средняя мощность 2 Вт, частота 50 Гц, энергия импульса 40 мДж) согласно разработанным протоколам, выполнена фиксация брекетов с использованием трёх типов ортодонтических адгезивов (GC Ortho Connect, Компофикс ОРТО, Enlight). Автором проводились механические испытания на универсальной испытательной системе Deben 1 kN Microtest, определяя предельное сдвиговое усилие для каждого образца.

Для автоматизации анализа остаточного адгезионного покрытия после отрыва брекета автором разработан специализированный программный алгоритм на языке Python 3.0, позволяющий рассчитывать процент остаточного адгезива на поверхности эмали после механического отрыва брекета. Автором выполнена съёмка образцов с помощью видеомикроскопа Eakins 500X и программная обработка изображений.

Автор принимал участие в исследованиях методом сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (ЭДС) на микроскопе TESCAN VEGA3 для оценки морфологии и элементного состава эмали после различных типов обработки. Автором реализованы измерения шероховатости поверхности на оптическом профилометре NanoScan-3D+.

В рамках изучения механических свойств интерфейса «эмаль-адгезив-брекет» автор принимал участие в наноиндентировании на приборе НаноСкан-4D, выполняя подготовку срезов и анализ кривых нагружения-разгрузки для расчёта твёрдости и модуля упругости.

Автором выполнена статистическая обработка полученных данных с использованием t-критерия, однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA) с пост-хок поправкой Бонферрони, корреляционного анализа (Пирсона и Спирмена) и многофакторного регрессионного анализа в средах RStudio, IBM SPSS Statistics и Python. На основании этих результатов были сформулированы научные выводы о влиянии типа обработки эмали и вида адгезива на прочность адгезионного соединения, а также разработаны практические рекомендации для клинической ортодонтии.

Положения, выносимые на защиту

1) Лазерная обработка Er,Cr:YSGG обеспечивает предельное сдвиговое усилие фиксации брекетов, сопоставимое с кислотным травлением (GC Ortho Connect) или превышающее его (Enlight). Для адгезива Компофикс ОРТО выявлено снижение предельного сдвигового усилия при лазерном травлении в сравнении с кислотным;

2) Прочность фиксации ортодонтических брекетов значимо зависит от типа применяемой адгезивной системы;

3) Разрушение адгезионного соединения при дебондинге брекетов во всех изученных сочетаниях метода обработки эмали и адгезива носит хрупкий характер; статистически значимой ассоциации между предельным сдвиговым усилием и долей остаточного адгезива не выявлено;

4) Морфология и элементный состав поверхности эмали после кислотного травления и лазерной обработки Er,Cr:YSGG существенно различаются: после лазерной обработки формируется более однородный микрорельеф без признаков термического повреждения, а фосфатная составляющая минеральной фазы

сохраняется; однако влияние метода обработки на прочность фиксации брекетов опосредовано свойствами используемой адгезивной системы.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Диссертационное исследование соответствует паспорту научной специальности 3.1.7. Стоматология, пункту 6 направлений исследований: «Разработка и обоснование новых клинико-технологических методов в ортодонтии и ортопедической стоматологии».

Степень достоверности и апробация результатов

Достоверность результатов настоящего исследования обусловлена корректной постановкой задач и дизайном эксперимента, включающим достаточный объём выборки (резцы и премоляры): 90 зубов в основной части механических испытаний, 30 зубов для анализа методом сканирующей электронной микроскопии (СЭМ) и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (ЭДС), а также 18 зубов для разработки и апробации программного алгоритма по определению остаточного адгезионного покрытия. Все образцы были рандомизированно распределены в группы сравнения. Использовались валидированные методы подготовки поверхности эмали: кислотное травление 37 % ортофосфорной кислотой и лазерная обработка Er,Cr:YSGG с контролируемыми параметрами (средняя мощность 2 Вт, частота 50 Гц, энергия импульса 40 мДж).

Исследование выполнено с применением сертифицированного высокоточного оборудования:

– Сканирующий электронный микроскоп (СЭМ) TESCAN VEGA3 с ЭДС-детектором, с помощью которого были исследованы все 30 образцов после обработки для оценки морфологических изменений и химического состава поверхности эмали на нанометровом уровне;

– Видеомикроскоп Eakins 500X для получения изображений, используемых в программном анализе;

– Специализированный программный алгоритм, разработанный автором на языке Python 3.0, позволяющий по ручной разметке контуров коронки и зон остаточного адгезива автоматически рассчитывать долю остаточного адгезивного покрытия на поверхности эмали (в процентах) по трем изображениям. Апробация алгоритма проведена на 18 образцах, что подтвердило его работоспособность; формальная оценка воспроизводимости и валидация против эталонного метода не проводились;

– Оптический профилометр NanoScan-3D+ для измерения шероховатости поверхности;

– Универсальная испытательная система Deben 1 kN Microtest для измерения предельного сдвигового усилия;

– Наноиндентор НаноСкан-4D для изучения механических свойств.

Статистическая обработка полученных данных проведена строго в соответствии с принципами доказательной медицины с использованием параметрических и непараметрических методов (t-критерий, однофакторный дисперсионный анализ с пост-хок поправкой Бонферрони, корреляционный анализ Пирсона и Спирмена, многофакторный регрессионный анализ) в программных средах RStudio, IBM SPSS Statistics и Python. Установлено качественное и количественное совпадение авторских результатов с данными, представленными в независимых источниках по данной тематике. Достоверность результатов подтверждена публикацией в рецензируемых научных журналах.

Основные результаты исследовательской работы представлены в качестве устных докладов, а также опубликованы в сборниках тезисов следующих конференций:

– XI Международной научной конференции «Development of science in the XXI century» (Дортмунд, Германия, 18–19 января 2024 г.), в форме доклада на тему: "Comparison of adhesion forces for different methods of enamel processing when fixing braces (experimental work)" (DOI: 10.5281/zenodo.10564951);

– 15-й научно-практической конференции по актуальным вопросам детской, профилактической стоматологии и ортодонтии (Москва, ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет), 2024 г.), где автор принял участие в обсуждениях научных направлений, связанных с тематикой диссертационного исследования.

Также концепция исследования обсуждалась на заседаниях кафедры детской, профилактической стоматологии и ортодонтии ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский университет).

Полученные на данный момент материалы используются в учебном процессе кафедры и могут быть использованы при разработке клинических рекомендаций после клинической апробации.

По теме диссертации: Опубликованы тезисы доклада на международной конференции (WOC, Германия, 2024).

Публикации по теме диссертации

По результатам диссертационного исследования автором опубликовано 8 научных работ, в том числе 3 научные статьи в журналах, включенных в Перечень ВАК при Минобрнауки России, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, а также 5 публикаций в сборниках материалов международных и всероссийских научно-практических конференций.

Структура и объем диссертации

Диссертация изложена на русском языке и состоит из введения, четырёх глав, заключения, выводов, практических рекомендаций и списка литературы. Общий объём диссертации составляет 138 страниц машинописного текста, включая 15 таблиц, 32 рисунка и 5 формул. Список литературы включает 81 источник.

Структура диссертации включает:

Введение, в котором обоснована актуальность темы, степень её разработанности, цель, задачи, научная новизна, значимость, методологическая основа и положения, выносимые на защиту.

Глава 1 содержит обзор отечественной и зарубежной литературы по вопросам подготовки эмали к фиксации ортодонтических брекетов, применения лазерных технологий и сравнительных характеристик адгезивных материалов.

Глава 2 описывает материалы и методы исследования, в том числе протокол экспериментальной части, принципы морфологического и механического анализа, а также методы статистической обработки.

Глава 3 посвящена анализу и интерпретации полученных результатов, сравнению групп, графическому и табличному представлению данных.

Глава 4 содержит обсуждение результатов, их сопоставление с литературными данными, выявление закономерностей и обоснование клинических рекомендаций.

Заключение включает основные выводы и предложения для практического применения.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Теоретические основы кислотного травления

Кислотное травление поверхности зуба — это важнейшая стоматологическая процедура, которая произвела революцию в стоматологии и в частности - ортодонтии. Оно представляет собой этап подготовки эмали к адгезии с использованием композитных материалов. Процедура заключается в нанесении специальных кислот на поверхность эмали. Такая обработка создаёт простую микромеханическую связь между материалом и зубом. С 1960-х годов благодаря этой технике стали возможны фиксация виниров, герметизация фиссур, а также установка ортодонтических брекетов.

Кислотное травление — это процесс, при котором кислота используется для удаления смазанного слоя, усиления герметизации и открытия микропор в эмали. Термин впервые был введён в 1954 году доктором Майклом Буонокоре на 32-м ежегодном собрании Международной ассоциации стоматологических исследований. Он установил, что протравливание 85% фосфорной кислотой улучшает адгезию акриловой смолы к эмали. Он сообщил, что при использовании 85% фосфорной кислоты акриловая смола прочно удерживалась на эмали в течение 1070 часов, даже при хранении в воде. Хотя это открытие опередило своё время, лишь спустя 10 лет механизм адгезии был описан, а также разработаны адгезивные системы на основе Bis-GMA и композитные смолы. Кислотное травление до сих пор применяется для повышения адгезии и удержания смолистых материалов [15].

Кислотное травление при композитной реставрации используется для формирования микрошероховатого рельефа поверхности эмали с целью улучшения качества адгезионного соединения поверхности зуба и соответствующего стоматологического адгезива. Значительные достижения как в области эстетических материалов, так и в способах их применения обусловлены поиском идеального материала для восстановления зубов. Восстановительная стоматология достигла серьёзного прогресса благодаря внедрению композитов и

методики кислотного травления. Современные адгезивные системы значительно упрощают восстановительные процедуры за счёт прочной связи как с эмалью, так и с дентином. Область применения этих материалов практически безгранична.

Для успешного восстановления необходимо надёжное соединение между реставрационным материалом и существующей реставрацией. Композиты могут прочно сцепляться как с эмалью, так и с дентином, что делает их предпочтительными при восстановительных работах. Механическая ретенция достигается на макроуровне с помощью бора и на микроуровне — с помощью травления плавиковой кислотой.

1.2. Виды кислотного травления

В 1955 году Майкл Буонокоре показал, что травление эмали фосфорной кислотой создаёт на её поверхности микропористый рельеф, обеспечивающий микромеханическое сцепление с полимерным материалом [15]. Следующий шаг сделал Такао Фусаяма: в 1979 году он предложил методику тотального травления — одновременную обработку эмали и дентина фосфорной кислотой, что упростило процедуру и открыло путь к адгезии к дентину [57]. Кислота деминерализует поверхностный слой дентина и обнажает коллагеновую сеть. Если после этого дентин не пересушивать (техника влажного бондинга, предложенная Kanca и Gwinnett в начале 1990-х [48]), сеть не коллапсирует, и гидрофильный праймер может её пропитать. После полимеризации адгезива образуется гибридный слой, описанный Накабаяси в 1982 году [55]. Он и служит основой адгезии к дентину.

Кислотное травление широко используется не только в стоматологии, но и в микроэлектронике и материаловедении. В стоматологии, особенно в реставрационной, его активно изучают в связи с существенным вкладом в повышении качества адгезионного взаимодействия между материалами и поверхностями эмали или дентина.

Фусаяма с коллегами (1979) впервые предложили одновременное кислотное травление эмали и дентина (тотальное травление) и продемонстрировали его

эффективность в создании микропор на эмали, способствующих механическому удержанию [57]. Исследования Накабаяши и др. (1982) углубили понимание химии процесса, подчеркнув значимость деминерализации и образования гибридного слоя смола-эмаль [55].

В микроэлектронике кислотное травление используется при создании интегральных схем. Исследования Sze (1981) и Deal и Grove (1965) описывают использование кислотного травления в производстве полупроводников, где оно применяется для избирательного удаления материалов и формирования микроструктур [26, 72].

В материаловедении травление также применяется для модификации поверхностей. Показано, что кислотное травление изменяет поверхностную энергию и смачиваемость обрабатываемой поверхности, что важно для улучшения адгезии; для твёрдых тканей зуба это продемонстрировано как на дентине [30], так и на эмали [13].

Кислотное травление является универсальным и эффективным методом, применяемым в различных отраслях. В настоящее время, продолжаются исследования по оптимизации параметров травления и углублению понимания его механизмов [13, 60].

1.2.1. Фтористоводородная кислота (HF)

Плавиковая кислота на протяжении длительного времени применяется в стоматологической практике в качестве эффективного средства для травления твёрдых тканей зуба, прежде всего – эмали. Её использование обусловлено выраженной способностью оказывать селективное воздействие на минеральную структуру эмали, главным компонентом которой является гидроксиапатит. В ходе проведения процедуры травления осуществляется контролируемое частичное растворение неорганического компонента эмали, результатом которого является формирование характерного микрорельефа поверхности. Данное воздействие обусловливает образование микропористых и шероховатых участков,

определяемых в специальной литературе как зоны микроретенции. Указанные морфологические изменения способствуют существенному увеличению площади контакта твёрдых тканей зуба с адгезивными и реставрационными материалами, что, в свою очередь, обеспечивает более глубокую пенетрацию адгезивной системы в поверхностные слои эмали и формирование прочного микромеханического соединения.

Необходимо отметить, что эффективность процедуры кислотного травления в значительной мере детерминирована такими факторами, как концентрация используемого кислотного агента, продолжительностью экспозиции, а также исходным морфофункциональным состоянием эмали. Строгое соблюдение установленного протокола позволяет достичь оптимального соотношения между степенью формируемой шероховатости и сохранением структурной целостности твёрдых тканей зуба. Но при избыточном или неконтролируемом воздействии возможно развитие нежелательных эффектов, включая чрезмерную деминерализацию, снижение прочности эмали и повышение её чувствительности. В связи с этим применение плавиковой кислоты рассматривается как эффективный подход, требующий строгого соблюдения параметров воздействия.

1.2.2. Фосфорная кислота

Фосфорная кислота, чаще всего используемая в концентрации около 37%, на сегодняшний день считается «золотым стандартом» кислотного травления эмали и дентина в стоматологической практике. Её широкое распространение обусловлено способностью эффективно модифицировать поверхность твёрдых тканей зуба за счёт контролируемого процесса деминерализации неорганического компонента.

Под действием кислоты происходит частичное растворение кристаллов гидроксиапатита, в результате чего формируется выраженный микрорельеф с развитой шероховатой поверхностью. Такая микропористая структура увеличивает площадь контакта и способствует более глубокому проникновению адгезивных

систем в поверхностные слои эмали и дентина. Это обеспечивает формирование стабильной микромеханической ретенции, являющейся основой надёжной фиксации реставрационных материалов.

В процессе обработки дентина также происходит раскрытие дентинных трубочек с удалением частично смазанного слоя, что обеспечивает образование гибридного слоя, улучшающего адгезию.

Несмотря на то, что в клинике фосфор маня кислота активно используется и ее эффективность доказана – необходимо строго соблюдать последовательность действий в процессе реализации клинического протокола: контроль длительности экспозиции, техника нанесения. Если будут превышены установленные значения, может возникнуть гипердеминерализация, повреждение твердой ткани зуба с последующим ухудшением качества адгезионнного контакта.

На сегодняшний день фосфорная кислота остается актуальным предметом научных исследований, целью которых является исследование влияния ее действия на адгезию зубной эмали и различных стоматологических адгезивов, в том числе и механическая прочность образованного соединения при воздействии функциональных нагрузок. Все вышесказанное подтверждает ее значимость в адгезивной стоматологии и потребность дальнейшего совершенствования существующих протоколов.

1.2.3. Самопротравливаемые праймеры

Самопротравливающие адгезивы – это новый вид адгезивов, где процесс протравки и прайминга происходит в рамках одной стадии, за счет чего достигается сокращение числа этапов проведения процедуры, что уменьшает риск ошибки за счет минимизации итераций. В состав праймеров обычно включают функциональные кислотные мономеры для одновременной модификации поверхности твердых тканей зуба и подготовки ее к дальнейшей адгезионной фиксации.

Принцип работы самопротравливающих праймеров заключается в том, чтобы одновременно с частичным удалением минеральной составляющей эмали/дентина происходила инфильтрация мономера в поверхностный слой ткани зуба. По сравнению с обычными кислотными праймерами (на основе ортофосфорной кислоты) они действуют менее агрессивно – отсутствует значительное глубокое удаление минеральных веществ и остается некоторая доля кальция, что позволяет улучшить прочность созданного адгезивного слоя.

В качестве дополнительного преимущества можно отметить отсутствие стадий промывки и дальнейшей сушки поверхности, в результате чего уменьшается вероятность коллапс коллагенового каркаса. При работе с дентином в технике тотального травления важно сохранить его умеренную влажность: пересушенная коллагеновая сеть коллапсирует и становится непроницаемой для праймера, что ухудшает качество гибридного слоя.

Также к неотъемлемым преимуществам самопротравливаемых праймеров относятся: упрощенный клинический протокол, снижение зависимости результата от человеческого фактора. Самопротравливаемые праймеры активно исследуются в научном сообществе. Изучаются их адгезионные характеристики, стойкость химической связи, уровень взаимодействия с разными тканями зуба.

1.2.4. Адгезионные системы

Конструктивно современные адгезивы имеют в своем составе структурный аналог твердых тканей зуба (эмаль и дентин) – функциональные кислоты, формирующие необходимый рельеф поверхности и подготавливающие её для дальнейшей адгезии со стоматологическими материалами. За счет этого достигается:

- надежная фиксация реставрационного материала с тканями зуба;
- повышение механической прочности реставрации с поверхностью зуба за счет комбинации микромеханического и химического эффекта адгезии.

Адгезив наносят строго по инструкции производителя, чтобы он равномерно покрыл эмаль и дентин, и проник в микрорельеф протравленной эмали – в дентинные канальцы и в обнажённую коллагеновую сеть. После полимеризации в дентине образуется гибридный слой, а в эмали полимерные отростки (resin tags) создают микромеханическое сцепление. Прочное адгезивное соединение противостоит напряжениям полимеризационной усадки композита и жевательной нагрузке. Оно предотвращает образование краевой щели и микроподтекание, а также герметизирует дентинные канальцы, что снижает риск послеоперационной чувствительности.

Представленная на рисунке 1 схема, демонстрирует основные стадии адгезии – создание микропора, проникновение мономера в поры и подготовка для последующей полимеризации фиксации реставрации. Схема позволяет лучше представить себе принцип работы адгезива с целью повышения клинической стойкости конструкции.



Рисунок 1 – Схематическая иллюстрация основных этапов нанесения адгезионного материала

Особенности и недостатки кислотного травления

Несмотря на повсеместное применение и клинически подтверждённую эффективность кислотного травления, данный метод не лишён недостатков. В практической работе возможно как избыточное, так и недостаточное травление эмали и дентина, что отрицательно влияет на формирование адгезивного соединения. Также наблюдается гиперестезия у некоторых больных в послеоперационный период – вероятно из-за чрезмерной деминерализации или травматизации поверхностных слоев твердых тканей зуба.

Поэтому актуальны исследования по улучшению не только состава травильного раствора, но и технологии его использования. Создаются рецептуры с регулируемой активностью для увеличения продуктивности травления поверхности. Оптимизация протоколов травления позволяет повысить воспроизводимость результата, надежность адгезии и уменьшить вероятность осложнений (повреждения эмали, возникновение гиперестезии).

Определение метода травления для данного случая будет зависеть от ряда параметров – материал реставрации, стадия разрушения эмали/дентина, анатомические характеристики пациента. Направления современных исследований – поиск способов создания стойкой адгезии, пролонгация сроков службы реставрации, снижение рисков осложнений – все это повышает потенциал адгезивной стоматологии.

Кислотное травление стало одной из основ современной адгезивной стоматологии. Само по себе оно не «приклеивает» реставрацию к зубу, а готовит поверхность: на эмали появляется микрорельеф, а в дентине обнажается коллагеновая сеть. Благодаря этому адгезив может проникнуть в ткани и надёжно в них закрепиться. Стандартным травильным средством остаётся 30–40-процентная фосфорная кислота. Её эффективность подтверждают многочисленные исследования и десятилетия клинической практики. По данным Roberson, Heymann и Swift (2002), корректно выполненное травление способствует образованию микроретентивной поверхности, обеспечивающей надёжную адгезию смолосодержащих материалов [64].

В работе Van Meerbeek и соавт. (2003) [16] особое внимание уделяется соблюдению протоколов травления: показано, что изменения концентрации кислоты и времени её экспозиции могут существенно отражаться на итоговой прочности адгезивного соединения. В современной научной литературе также активно обсуждаются альтернативные подходы к подготовке поверхности, в частности использование самопротравливающих праймеров, которые рассматриваются как способ снижения степени деминерализации эмали [35, 66, 67]. Как отмечают Perdigão и соавт. (2009) [77], применение кислотного травления сопряжено с рядом сложностей, среди которых выделяют риск избыточного воздействия на ткани и развитие постоперационной чувствительности. В связи с этим современные исследования ориентированы на совершенствование протоколов, направленных на достижение высокой прочности адгезии при одновременном снижении нежелательных эффектов.

Несмотря на указанные ограничения, кислотное травление сохраняет ключевое значение в восстановительной стоматологии. Современные научные работы сосредоточены на оптимизации существующих методик и поиске альтернативных решений, способных повысить клиническую эффективность и стабильность результатов лечения.

1.2.5. Тотальное травление

Метод тотального кислотного травления широко используется в стоматологической практике, в том числе при подготовке зубов к установке композитных реставраций и ортодонтических конструкций, таких как брекеты. Суть процедуры заключается в обработке поверхности эмали кислотным раствором, чаще всего на основе фосфорной кислоты, с целью создания контролируемого микрорельефа.

Под действием кислоты происходит частичная деминерализация поверхностного слоя эмали, в результате чего формируются микронеровности,

увеличивающие площадь контакта между тканями зуба и адгезивным материалом. Это создаёт условия для более эффективного сцепления.

Образующийся микрорельеф обеспечивает надёжную микромеханическую ретенцию реставрационных систем, что положительно влияет на их устойчивость и срок службы. При соблюдении оптимальных параметров травления удаётся добиться необходимой шероховатости поверхности без существенного нарушения структуры эмали, что снижает риск её повреждения и способствует более равномерному распределению функциональной нагрузки.

Метод тотального кислотного травления по-прежнему занимает значимое место в предварительной подготовке твёрдых тканей зуба, обеспечивая прочное соединение стоматологических материалов с эмалью и дентином. От качества выполнения этого этапа во многом зависит срок службы ортодонтических и реставрационных конструкций.

1.2.6. Селективное травление

Селективное травление представляет собой подход, при котором кислотное воздействие применяется не ко всей поверхности зуба, а только к отдельным её участкам. Это позволяет целенаправленно изменять структуру эмали, не затрагивая её в полном объёме. В результате формируется микрорельеф лишь в необходимых зонах — с образованием локальных микропор и шероховатостей, способствующих улучшению адгезии реставрационных материалов, включая композитные системы.

Выборочное деминерализирование поверхности дает возможность улучшить адгезионный контакт путем выборочной деструкции поверхностного слоя эмали в местах прилегания материала реставрации без нарушения целостности соседних областей. Выборочное деминерализирование также минимизирует риски чрезмерного травления, гиперестезии и ухудшения механических свойств эмали.

Селективное травление позволяет оптимизировать подготовку поверхности зуба для достижения качественной микромеханической адгезии реставрации с целью поддержания её функции и эстетики во времени.

1.2.7. Самоадгезирующие материалы

Самоадгезивные материалы в стоматологии – цементирующие материалы и композиты для реставраций, которые обеспечивают адгезию к твердым тканям зуба без предварительной обработки контактной поверхности специальным адгезивом. Самоадгезия снижает количество стадий работы по сравнению с обычными подходами.

Обычно подобные материалы включают в себя функционал, позволяющий производить надежную фиксацию к эмали и дентину при отсутствии необходимости использования дополнительных праймеров или протравливателей. За счет этого процесс становится технологически проще и длится меньше времени – что удобно для врача и пациента. Сравнительная схема различных техник травления зубной эмали наглядно представлена на рисунке 2.

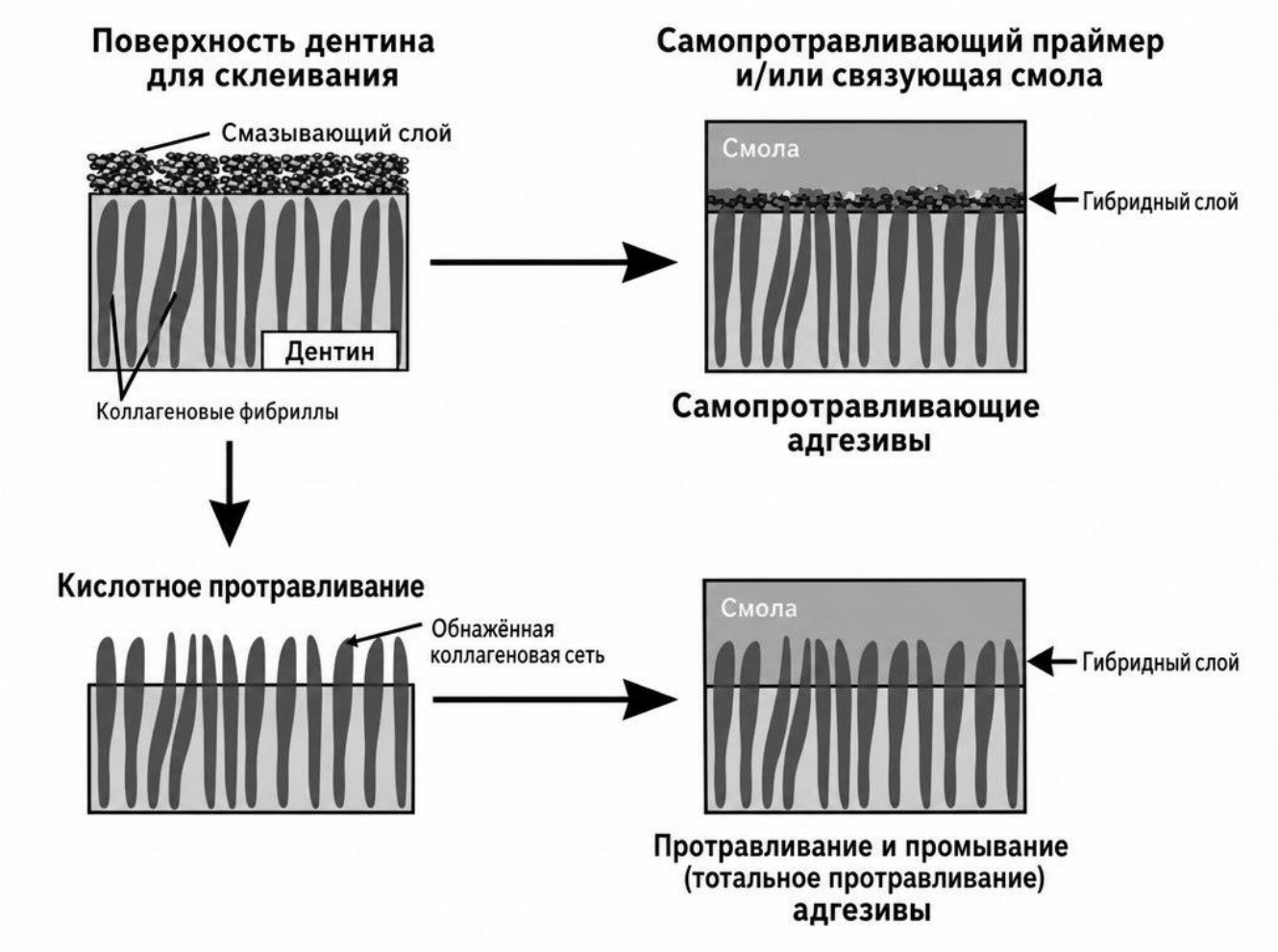


Рисунок 2 – Сравнительная схема различных техник кислотного травления зубной эмали («A review: Biodegradation of resin–dentin bonds». Hashimoto Masanori и др. (2011)) [9]

Система связей самопротравливающего адгезива отличается от системы тотального травления. Самопротравливающийся адгезив включает в себя смолу, коллаген и неорганическую матрицу. Толщина гибридного слоя меньше за счет менее агрессивной кислоты.

1.3. Основополагающие критерии подбора кислоты для травления эмали

При выборе кислоты для травления в стоматологической практике необходимо учитывать:

– Выбор протравливателя зависит от его состава (наличие необходимой кислоты – чаще всего это фосфорная; концентрация должна соответствовать

требуемой клинической эффективности), а также от назначения препарата – так, например, фосфорная кислота предназначена для обработки эмали и дентина, плавиковая – только керамики.

Практическое значение имеют и физические свойства средства, включая вязкость, которая должна обеспечивать удобство нанесения и достаточный контроль в процессе работы. Критическим параметром является время травления, позволяющее достичь оптимального эффекта без избыточного воздействия на ткань зуба. Кроме того, необходимая простота удаления средства с поверхности по окончании экспозиции.

Предпочтение необходимо отдавать препаратам с доказанной эффективностью и безопасностью при проведении клинических исследований; применение препаратов должно базироваться на инструкции по применению (для обеспечения прогнозируемости и стабильности результата в работе).

1.4. Методы кислотного травления

Как уже отмечалось, методики кислотного травления могут отличаться в зависимости от формы и размеров обрабатываемого участка, а также от того, проводится ли подготовка эмали или дентина. Помимо основных подходов, применяются химические системы протравливания с различными свойствами, которые также необходимо учитывать.

Ultra Etch In-dispense

Кислотный гель Ultra-Etch обладает физико-химическими характеристиками, обеспечивающими выраженный капиллярный эффект. Благодаря этому он способен проникать в микротрещины и неровности окклюзионных поверхностей даже при относительно высокой вязкости.

Характеристики Ultra Etch In-dispense:

- 35% фосфорная кислота, предназначенная для тотального травления;
- способен проникать в микротрещины и не стекает с вертикальных поверхностей;

- ограничивает глубину деминерализации дентина (до 1,9 мкм);
- имеет интенсивный синий оттенок для удобства визуального контроля;
- легко удаляется с поверхности, не оставляя остатков;
- создаёт оптимальные условия для формирования прочной адгезии;
- удобная и экономичная система дозирования;
- форма выпуска: 1 шприц (30 мл).

Etchant Gel

37 % фосфорная кислота – тиксотропный гель для травления твердых тканей зуба. При воздействии данного препарата происходит локальная деминализация эмали со структурой микропор, позволяющая увеличить адгезию к различным материалам реставрации.

Особенности Etching Gel (VIDU):

- Отсутствие пластикового следа за счет технологии Gravity Wave;
- Использовано 10 граммов пластика – собрано 10 грамм пластиковых отходов;
- Тиксотропный. Применяется при травлении дентина, эмали;
- Время воздействия – 15 секунд;
- Для молодых зубов - фторирование длительностью 90-120 секунд;
- Универсально подходит для любых клеев;
- Срок хранения – 3 года;
- Хранение – сухое помещение с температурой воздуха около +22° С;
- Комплектация – 6 канюль, 2 шприца на 2мл.

Porcelain Etch and Silane

Гель для травления керамики Гель Porcelain Etch можно использовать как для интраорального, так и для экстраорального травления керамики. Рекомендуется для предварительной обработки керамики и старых макронаполненных композитов перед фиксацией и восстановлением. Также используется для непрямых реставраций – виниры, вкладки.

Изучено влияние сочетания Silane + Porcelain Etch на прочность адгезии по отношению к применению отдельно каждого из них при обработке керамических поверхностей.

Описание набора Porcelain Etch Kit:

- обладает высокой адгезией по отношению к керамике - выше, чем у многих подобных составов;
- содержит гелеобразное вещество с концентрацией 9% плавиковой кислоты;
- отличается удобством применения и хорошим контролем при нанесении;
- не вызывает окрашивания адгезивов и композитных материалов;
- включает монофункциональный силан;
- подходит по применению к реставрациям на основе дисиликата лития;
- комплект – 40 наконечников, 2 шприца Silane 1,2мл + 2 шприца Porcelain Etch 1,2мл.

После того как будет определен тип кислоты – дальше следует выбрать метод травления под конкретную клиническую задачу и планируемое лечение. Схема основных этапов использования геля для травления композитного пломбировочного материала представлена на рисунке 3.

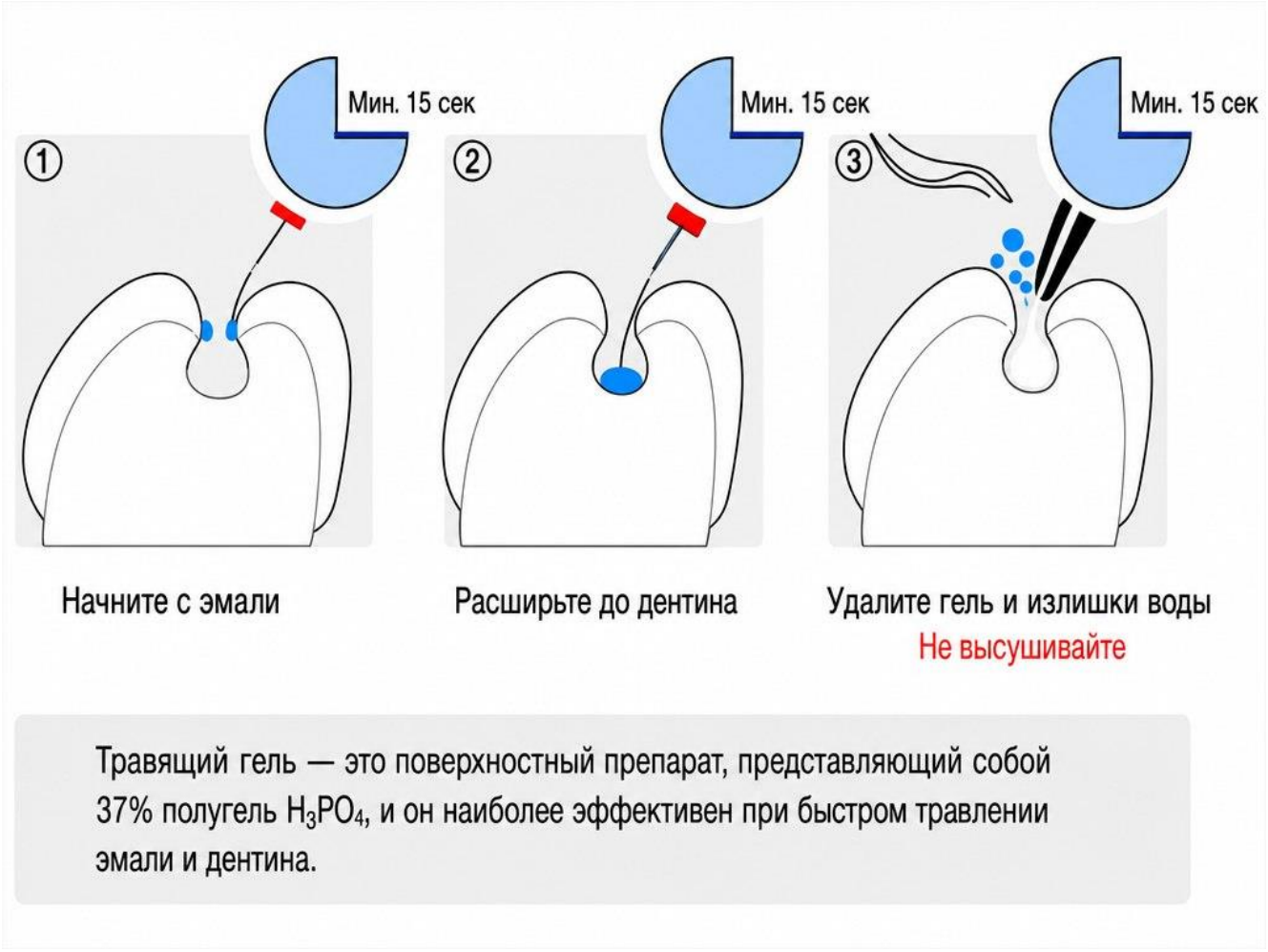


Рисунок 3 – Схема основных этапов использования геля для травления композитного пломбировочного материала

Кислотное травление – этап подготовки зуба к проведению реставраций любого типа. Как отмечают Alzainal и соавт. (2020) [60], именно с помощью фосфорной кислоты чаще всего проводится обработка эмалевого слоя, так как она создает на его поверхности микрошероховатость, необходимую для последующей адгезии композита. Во многих работах отмечается важность контроля длительности воздействия и концентрации кислоты – любое нарушение этих параметров может привести к снижению срока службы адгезива. Кроме того, описываются различные методы обработки (лазерная абляция), перспективные с точки зрения возможной клиники применения. Суммируя результаты литературы, можно сделать вывод о том, что необходимо придерживаться регламентов проведения кислотного травления в целях получения устойчивых результатов [17, 66].

Эмаль представляет собой наиболее минерализованную ткань зуба: содержание минеральных компонентов в ней составляет около 95–96 % по массе [28]. Именно эта особенность делает возможным формирование прочной связи с реставрационными материалами. При воздействии кислоты происходит частичное растворение минеральной фазы эмали с образованием микропор на её поверхности, различимых только при микроскопическом исследовании. После травления эмаль приобретает более матовый и светлый оттенок. В зависимости от состава, концентрация используемых кислот варьируется, однако наиболее распространённой остаётся фосфорная кислота в диапазоне 30-40%. Её применение приводит к изменению поверхностной структуры эмали и формированию микрошероховатости, обеспечивающей эффективное сцепление с пломбировочными материалами.

В результате создаются условия для более надёжной адгезии и улучшенной фиксации реставрационных конструкций. Площадь соприкосновения увеличивается, так как адгезив заполняет микрополости. Кислота также удаляет смазанный слой. Ранее клинические протоколы подразумевали протравливание на протяжении 60 секунд. На сегодняшний день, благодаря усовершенствованным составам, этот процесс был сокращен до 15 секунд. В зависимости от типа состава может требоваться дополнительный этап световой активации. Некоторые системы упакованы в одном флаконе, другие являются двукомпонентными и требуют смешивания [17, 20].

1.5. Протоколы травления в зависимости от структуры поверхности

Одной из стоматологических методик, которая произвела революцию в восстановительной стоматологии, стало травление поверхности зуба с целью подготовки её к адгезии. С 1960-х годов благодаря простому механическому соединению, обеспечиваемому травлением поверхности зубов, стали возможны бондинг, керамические виниры, и фиксация ортодонтических брекетов.

На эффективность травления влияет множество переменных, и одной из важнейших является поверхность зуба. Дентин состоит из гидроксиапатита и коллагена, в то время как эмаль состоит из гидроксиапатита с плотной кристаллической структурой. У дентина низкоэнергетическая поверхность и слабые межмолекулярные взаимодействия, в отличие от прочной поверхности эмали. Для каждого из этих типов тканей необходим особый вид травления для создания прочной связи [17].

Строение дентина неоднородно: оно меняется по мере приближения к пульпе, а вместе с ним меняются и условия для адгезии. Эмаль почти целиком состоит из минералов, а дентин содержит около 20 % органических веществ (в основном коллаген I типа) и около 10 % воды. Его канальцы заполнены дентинной жидкостью. После препарирования на дентине, как и на эмали, образуется смазанный слой. Но в дентине он ещё и закупоривает устья канальцев, поэтому перед нанесением адгезива его удаляют или модифицируют.

Ближе к пульпе канальцев становится больше, и они шире, а межканальцевого дентина – меньше. Поверхность глубокого дентина более влажная, и прочного соединения с ней добиться сложнее, чем с поверхностным.

Сцепление с дентином обеспечивает адгезив. Он пропитывает деминерализованный межканальцевый дентин, образуя гибридный слой, и проникает в канальцы, формируя полимерные отростки. Композит в дентин не проникает: он соединяется уже с полимеризованным адгезивом.

Адгезию затрудняют и изменения самого дентина. Под кариозным поражением канальцы часто закрываются минеральными отложениями. Такой склерозированный дентин менее проницаем, и прочность соединения с ним ниже, чем со здоровым. С возрастом похожие процессы идут и в интактных зубах: откладывается вторичный дентин, канальцы сужаются и склерозируются, и проницаемость снижается.В литературе сообщается, что из-за таких различий в структуре зубов протокол травления определяется предпочтительной субстратной поверхностью.

Травление эмали и травление дентина решают разные задачи. На эмали кислота создаёт микрорельеф, за счёт которого адгезив фиксируется микромеханически. Для этого она должна частично растворить кристаллы гидроксиапатита. В дентине цель другая: удалить смазанный слой и обнажить коллагеновую сеть, которую затем пропитает адгезив. Лучше всего с травлением эмали справляется фосфорная кислота. Некоторые самопротравливающие адгезивы тоже создают на эмали микрорельеф, но многим универсальным системам для этого не хватает кислотности. Поэтому при работе с ними эмаль дополнительно протравливают фосфорной кислотой. Такой приём называют селективным травлением эмали: рельеф становится более выраженным, а сцепление прочнее [17, 66].

Вместе с тем современные универсальные адгезивы содержат мономеры, способные взаимодействовать с кальцием, оставшимся в минеральной матрице дентина. В результате формируется более тонкий гибридный слой (около 0,5 мкм), который, несмотря на меньшую толщину, способен обеспечивать дополнительную химическую связь с тканями зуба [17].

Различие между травлением эмали и дентина

Травление эмали и дентина представляет собой стоматологическую процедуру, широко применяемую в восстановительной стоматологии для подготовки твёрдых тканей зуба к последующей адгезии реставрационных материалов. Травление эмали включает нанесение кислоты на поверхность эмали для создания микропор, что усиливает сцепление с материалами, такими как композитная смола. Травление дентина, напротив, направлено на обработку внутреннего слоя зуба для улучшения адгезии реставрационных материалов. Основное различие заключается в составе и структуре этих тканей, что требует применения различных методик травления для достижения оптимального результата.

Травление эмали

Дентин, который состоит из 30% коллагена и 20% воды, является более гидратированной тканью по сравнению с эмалью, которая в основном

неорганическая. Эмаль имеет гораздо более однородную кристаллическую структуру, так как примерно на 92% состоит из гидроксиапатита. Это значительно упрощает и делает более предсказуемым процесс травления и бондинга эмали: изоляция, нанесение кислоты на 10-15 секунд, промывание и бондинг.

Травление дентина

Дентин содержит канальцы, заполненные жидкостью, и состоит только на 50% из неорганических веществ. Его гидратированность может осложнить процесс соединения, так как связи по своей природе гидрофобны. Кроме того, дентин менее однороден по сравнению с эмалью, так как его состав и проницаемость варьируются в зависимости от глубины и расположения в зубе.

Травление дентина – более сложная процедура и даёт менее стабильные результаты. Многие специалисты избегают данной разновидности травления в повседневной практике.

1.6. Использование лазерной энергии для травления поверхности эмали в стоматологии

Химическое травление эмали сопровождается удалением объема поверхности, гетерогенной глубиной проникновения, интенсивным промыванием и сушкой, что может вносить значительные изменения в прочность полученного контакта. В связи с этим была сформирована актуальная научно-исследовательская задача поиска и разработки альтернативных методов подготовки эмали. Одной из наиболее перспективных техник выступила предварительная обработка эмали лазерным излучением. В литературе также сообщается, что за последние десятилетия учёные активно изучали методы травления твёрдых тканей зуба с целью подготовки поверхности для адгезии смол. Химическое травление до сих пор считается золотым стандартом. Методика «total-etch» предусматривает предварительное травление эмали и дентина ортофосфорной кислотой с последующим нанесением адгезивной системы [16, 17]. Подтубулярный дентин деминерализуется, дентинные канальцы полностью открываются, становится

видна коллагеновая сеть межтубулярной области (Aguilar-Mendoza и др., 2008) [30].

В качестве альтернативы химическому травлению была предложена лазерная обработка с использованием семейства эрбиевых лазеров. После лазерной обработки при оптимально подобранных параметрах дентинные канальцы остаются открытыми, а смазанный слой не формируется [38]. При использовании лазерного травления не было выявлено признаков карбонизации или плавления в области дентина, а отверстия межтубулярного дентина менее выражены, чем в подтубулярной области [53].

Морфология эмали и дентина, подвергавшихся воздействию лазера, демонстрировала чистую поверхность с удерживающими характеристиками, подходящими для адгезивных процедур. Качество гибридного слоя и формирование смоляных отростков влияло на прочность связи между дентином и композитной смолой. Было показано – форма смоляных отростков в дентине, обработанном лазером, и дентине, протравленном кислотой, одинакова [68].

Активность металлопротеиназ дентина (MMPs) в гибридном слое влияла на долгосрочную стабильность смоляной связи с дентином. Исследования демонстрировали, что применение кислотных адгезивов или кислотного травления на дентине способствует активации металлопротеиназы (MMPs) – структурных эндопептидаз, способствующих минерализации и организации дентинного матрикса [39]. На границе дентин-смола MMPs активно участвуют в деградации коллагена, что ставит под угрозу долговечность адгезивных реставраций [19].

Было доказано, что даже после длительного травления кислотой деструкция дентина, опосредованная ММР или катепсинами, значительно увеличивается, что свидетельствовало о том, что кислотное травление не денатурирует эндогенную активность ММР и катепсинов в дентинном матриксе. Протеолитическая активность сохранялась даже после проникновения смолы. Данная работа подчеркивает зарождение и оценку лазеров в травлении эмали, их влияние и преимущества [59].

1.7. Лазеры в стоматологии

Введение лазеров в стоматологию в 1960-х годах Майманом дало начало активным исследованиям различных способов применения лазеров в этой области. Существует два основных типа лазеров:

- «холодные» или мягкие лазеры, основанные на полупроводниковых диодных устройствах – небольшие и недорогие приборы, применяемые в основном для биостимуляции, также известной как низкоуровневая лазерная терапия (LLLT);
- «жёсткие» лазеры, такие как углекислотный лазер (CO_2), неодим-иттрий-алюминиевый гранат (Nd:YAG) и эрбиевый лазер (Er:YAG) – применяются как для твёрдых, так и для мягких тканей [3, 51]. Однако их использование ограничено из-за высокой стоимости и риска термического повреждения пульпы зуба.

Лазеры рекомендуются для широкого спектра стоматологических процедур благодаря простоте использования, эффективности, избирательности зоны воздействия, комфорту для пациента и преимуществам по сравнению с традиционными методами [47, 79, 80]. В наши дни в стоматологической практике широко применяются диодные лазеры [45, 51].

Категории лазеров в стоматологии

Лазеры находят множество применений в стоматологии. В некоторых случаях они могут заменить традиционные методы или использоваться в сочетании с ними. Существует ряд специфических применений лазерного излучения, зависящих от характеристик поглощения тканей и длины волны (рисунок 4). Длины волн лазеров, используемых в стоматологии, варьируются от 488 нм (аргон) до 10600 нм (CO_2).

В зависимости от длины волны стоматологические лазеры можно разделить на пять основных групп [51, 80]:

1) Лазеры, работающие в видимом спектре света – длины волн приблизительно от 400 до 700 нм. Эти лазеры видимы – примером служит лазер KTP с длиной волны 532 нм, который используется для отбеливания зубов и обработки мягких тканей;

2) Ближне-инфракрасные лазеры, работающие в диапазоне длин волн от примерно 780 до 2000 нм. В эту группу входит лазер Nd:YAG, который применяется в хирургии полости рта и эндодонтии при 1340 нм;

3) Диодные лазеры, хотя они имеют схожие клинические характеристики с лазерами Nd:YAG (800-1064 нм), гораздо чаще используются в стоматологии благодаря своей компактности и более низкой стоимости;

4) Лазеры, работающие в среднем инфракрасном диапазоне электромагнитного спектра – примерно от 2000 до 3000 нм. В эту категорию входят лазеры семейства эрбиевых (Er:YAG и Er,Cr:YSGG). Пучки Er:YAG хорошо поглощаются гидроксиапатитом и водой, что делает их подходящими для широкого применения в стоматологической практике.

5) Лазеры, работающие на длинах волн свыше 3000 нм, попадающих в дальний инфракрасный диапазон. В эту группу входит CO_2-лазер, один из первых лазеров, разработанных специально для хирургических целей. В настоящее время он широко применяется в хирургии мягких тканей [8].

Лазер	Обозначение	Длина волны (нм)	Область применения
Аргоновый	Ar	488 и 514	Мягкие ткани
Углекислотный (диоксид углерода)	CO_2	9300, 9600, 10600	Мягкие ткани
Диодный	–	635–803 и 980–1064	Мягкие ткани, отбеливание зубов, обнаружение кариеса
Эрбиевый-хромиевый: иттрий-скандий-галлий-гранат	Er,Cr:YSGG	2780	Твёрдые и мягкие ткани
Эрбиевый: иттрий-алюминиевый-гранат	Er:YAG	2940	Твёрдые и мягкие ткани
Неодимовый: иттрий-алюминиевый-гранат	Nd:YAG	1064	Мягкие ткани
Калий-титанил фосфат	KTP	532	Отбеливание зубов

Рисунок 4 – Лазеры и их применение (R. Sarmadi, 2018) [8]

Лазеры, используемые в стоматологической практике, могут классифицироваться различными способами: по типу активной среды (например, газовые или твёрдотельные лазеры), по применению для твёрдых или мягких тканей, по диапазону длин волн (рисунок 5), а также по степени риска, связанного с воздействием лазера на ткани.

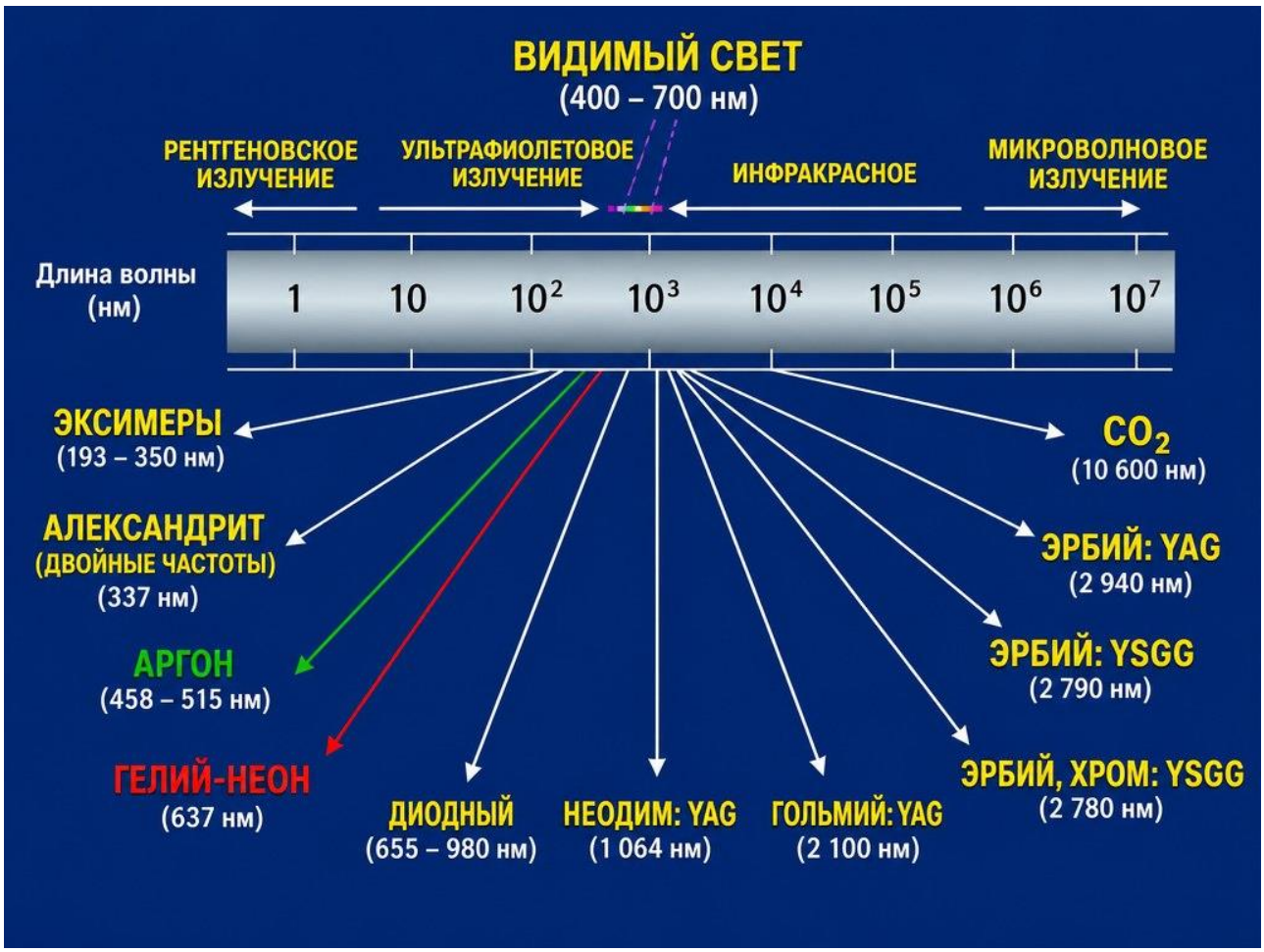


Рисунок 5 – Различные типы лазеров и соответствующие им длины волн

1. Лазер на углекислом газе (CO_2):

Благодаря высокой способности длины волны CO_2-лазера поглощаться водой, быстро достигаются гемостаз и очистка мягких тканей с относительно неглубоким проникновением. К недостаткам CO_2-лазера относятся его большие размеры, высокая стоимость и потенциальное повреждение твёрдых тканей, несмотря на самую высокую степень поглощения среди всех лазеров [3, 18];

2. Лазер на неодим-иттрий-алюминиевом гранате (Nd:YAG)

Из-за сильного поглощения длины волны Nd:YAG пигментированными тканями, этот хирургический лазер особенно эффективен для рассечения и коагуляции мягких тканей полости рта при хорошем гемостазе. Кроме хирургического применения, исследовалось его использование в нехирургической сулькулярной обработке при лечении пародонтита и в технологии LANAP — лазерного способствующего нового прикрепления тканей [25, 74].

3. Эрбиевый лазер

Семейство эрбиевых лазеров включает два типа: Er,Cr:YSGG (азер на иттрий-скандий-галлиевом гранате, легированном эрбием и хромом) и Er:YAG (лазер на иттрий-алюминиевом гранате, легированном эрбием). Среди всех стоматологических лазеров длины волн эрбиевого типа имеют наибольшее поглощение воды и наивысшую аффинность к гидроксиапатиту. Поэтому они являются предпочтительными при работе с твёрдыми тканями зубов [3, 53]. Благодаря высокому содержанию воды в мягких тканях рта, эрбиевые лазеры также подходят для их абляции [25].

4. Диодный лазер

Диодный лазер представляет собой твёрдотельный полупроводник, состоящий из алюминия, галлия, арсенида и иногда индия. Он генерирует лазерное излучение в диапазоне от 810 до 980 нм. Основными поглотителями этих длин волн являются гемоглобин и пигмент тканей (меланин). Вода и гидроксиапатит эмали поглощают эти волны плохо. К числу основных клинических показаний относят эстетическую коррекцию десневого края, удлинение клинической коронки зуба, проведение френэктомии, хирургическое обнажение ретинированных зубов, удаление гипертрофированных и воспалённых мягких тканей, а также фотостимуляцию при афтозных и герпетических поражениях [3, 45].

Основные классы лазеров, используемых в стоматологической практике, представлены на рисунке 6.

Тип лазера	Конструкция	Длина волны (нм)	Система доставки
Аргоновый	Газовый лазер	488, 515 нм	Оптическое волокно
КТП (KTP)	Твердотельный	532 нм	Оптическое волокно
Гелий-неоновый	Газовый лазер	633 нм	Оптическое волокно
Диодный	Полупроводниковый	635, 670, 810, 830, 980 нм	Оптическое волокно
Неодимовый:YAG	Твердотельный	1064 нм	Оптическое волокно
Эрбий, хром:YSGG	Твердотельный	2780 нм	Оптическое волокно
Эрбий:YAG	Твердотельный	2940 нм	Оптическое волокно, волновод, шарнирный манипулятор с сочленённым плечом
CO_2 лазер	Газовый лазер	9600, 10600 нм	Волновод, шарнирный манипулятор с сочленённым плечом

Рисунок 6 – Основные виды лазеров, используемых в стоматологической практике. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice» Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

Любой лазер состоит из трёх основных элементов: источника накачки, активной среды и оптического резонатора, образованного двумя зеркалами [51], как показано на рисунке 7.

Чтобы лазер начал генерировать излучение, в активную среду нужно подвести энергию. Этот процесс называют накачкой. В зависимости от типа лазера её осуществляют электрическим разрядом (в газовых лазерах, например CO_2), электрическим током (в полупроводниковых диодных лазерах) или светом импульсной ксеноновой лампы (в твердотельных, в том числе Er:YAG и Nd:YAG) [51]. Поглощая энергию, атомы или ионы активной среды переходят в возбуждённое состояние. Когда на верхнем энергетическом уровне оказывается

больше частиц, чем на нижнем, возникает инверсия населённостей. Без неё работа лазера невозможна.

Возвращаясь в исходное состояние, часть возбуждённых частиц спонтанно испускает фотоны. Такой фотон может заставить другую возбуждённую частицу испустить ещё один фотон с той же длиной волны, фазой и направлением. Это явление называют вынужденным излучением. Зеркала резонатора многократно возвращают фотоны в активную среду, и с каждым проходом их становится больше: излучение лавинообразно усиливается. Одно зеркало отражает свет почти полностью, второе частично его пропускает, и через него выходит лазерный луч. Поэтому лазерное излучение монохроматично, когерентно и распространяется узким, почти параллельным пучком.



Рисунок 7 – Механизм действия лазера. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice». Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

В стоматологических лазерах для передачи света к целевой ткани используется шарнирный рычаг, полый волновод или волоконно-оптический кабель (рисунок 8). Система также включает фокусирующие линзы, систему охлаждения и дополнительные элементы управления. Основной фактор, определяющий длину волны лазера и его характеристики – это состав активной

среды, которая может быть полупроводниковой, газообразной или кристаллической.

Между лазерным светом и тканью могут происходить четыре типа взаимодействия: поглощение, рассеяние, прохождение и отражение (Рисунок 8) [71].

В зависимости от содержания воды в ткани, поглощение лазера повышает температуру и вызывает фотохимические реакции. Абляция – процесс испарения воды в ткани при достижении температуры 100 °C. Белки начинают денатурироваться при температурах ниже 100 °C, но выше примерно 60 °C, при этом ткани не испаряются. Однако при температурах выше 200 °C ткань обугливается и дегидратирует, что вызывает нежелательное явление, называемое карбонизацией.

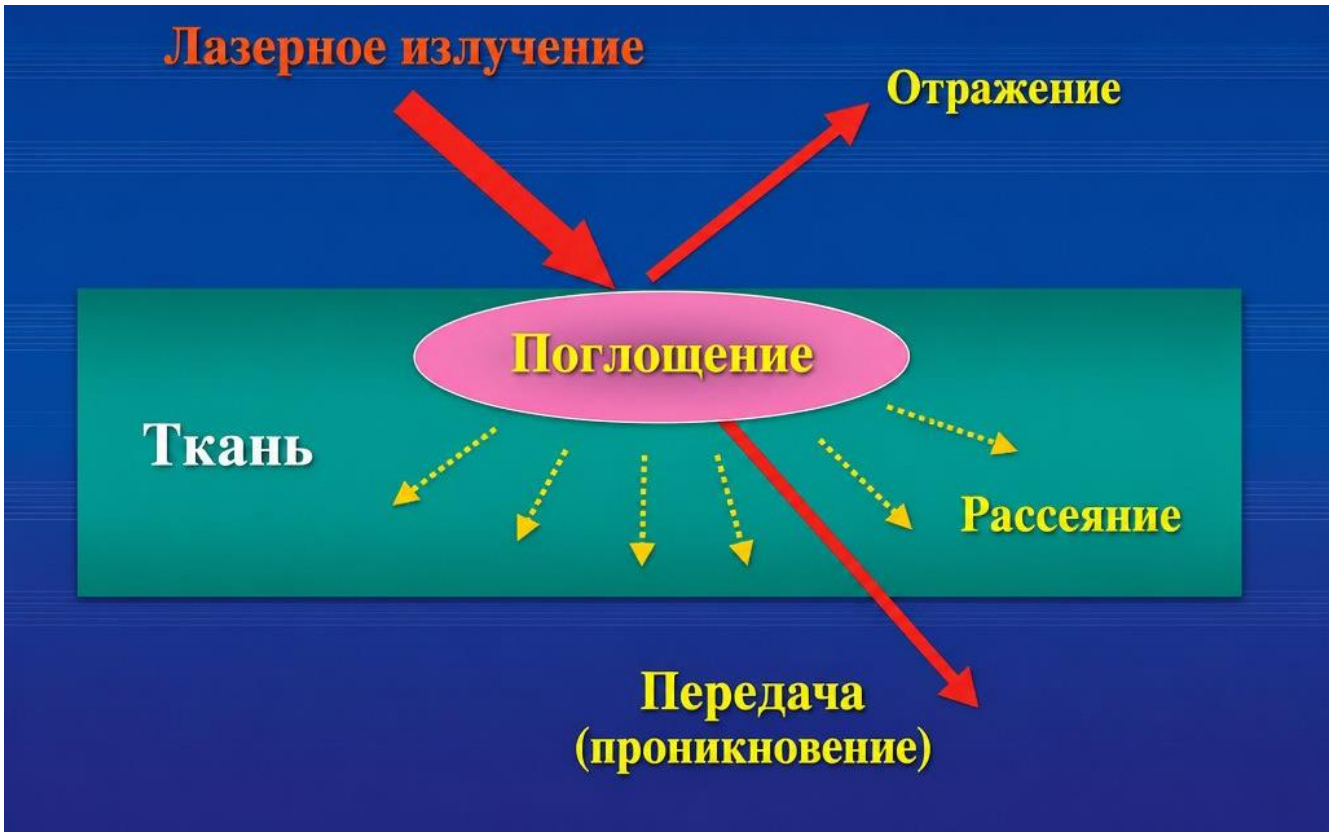


Рисунок 8 – Взаимодействие лазера с тканью. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice». Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

Поглощение возможно только при наличии хромофоров – поглотителей света, обладающих специфической аффинностью к определённым длинам волн. Основными хромофорами в твёрдых зубных тканях являются гидроксиапатит и вода, а в мягких тканях полости рта – меланин, гемоглобин и вода. Выбор подходящего лазера основывается на коэффициентах поглощения различных длин волн по отношению к этим ключевым компонентам тканей [71].

Применение лазеров в стоматологии можно разделить на два основных направления: работа с мягкими и твёрдыми.

1.7.1. Применение лазера при обработке мягких тканей

Лазерная обработка оказывает стимулирующее действие при низких дозах (например, 2 Дж/см²) и подавляющее при высоких (например, 16 Дж/см²). Она влияет на созревание и подвижность фибробластов, что может объяснить более высокую прочность тканей после заживления. Было показано, что уже через 24 часа после лазерного воздействия низкоуровневая лазерная терапия (LLLT) может вызывать трансформацию фибробластов десны в миофибробласты, которые способствуют сокращению раны. Также сообщалось о положительном влиянии LLLT на заживление рецидивирующего афтозного стоматита у человека. Имеются данные, что LLLT способствовало дентиногенезу и заживлению после ампутации пульпы, а также помогало при лечении орофарингеальных язв и мукозита у пациентов, проходящих лучевую терапию при опухолях головы и шеи [43, 49, 50, 56, 76].

Показано, что применение умеренной дозы лазерной энергии (например, HeNe-лазера) к афтозным язвам и герпетическим поражениям может уменьшить болевые ощущения и ускорить заживление [33]. Фотостимуляция в продромальной стадии (покалывание) рецидивирующего герпеса на губах способна предотвратить развитие везикул, ускорить процесс заживления и снизить частоту рецидивов [45].

Микроорганизмы могут быть разрушены путём фотохимической активации красителей, выделяющих кислород, с использованием низкоэнергетического

лазерного излучения, которое повреждает их мембраны и ДНК. Например, толуидиновый синий (или хлорид толония) и диодный лазер с малой мощностью 100 мВт, красный спектр) могут применяться совместно в методе фотоактивируемой дезинфекции (PAD). Этот метод показал высокую эффективность в уничтожении бактерий в сложных биоплёнках, таких как поддесневая бляшка, которые устойчивы к действию обычных антимикробных препаратов [3, 11].

PAD эффективен против грамположительных бактерий, включая MRSA, грамотрицательных бактерий, грибков и вирусов. Основные клинические применения включают дезинфекцию глубокого кариеса, пародонтальных карманов, корневых каналов и участков с периимплантитом. Также высокие концентрации толуидинового синего используются для скрининга пациентов на рак полости рта и глотки [2].

Фотодинамическая терапия (PDT) использует те же принципы, что и метод фотодинамической дезинфекции (PAD), и была применена для лечения рака слизистой оболочки полости рта, включая многофокусную плоскоклеточную карциному. PDT приводило к образованию активных форм кислорода, которые повреждали как клетки, так и сосудистую сеть, питающую их, вызывая некроз и апоптоз, что активировало иммунную систему пациента и стимулировало противоопухолевый иммунитет за счёт активации Т-лимфоцитов и макрофагов. Существует прямое доказательство фотодинамически индуцированной продукции фактора некроза опухоли альфа (TNF-α), ключевого цитокина в иммунном ответе организма на опухоли. Клинические испытания терапии PDT при плоскоклеточном раке и карциноме in situ в полости рта показали положительные результаты с уровнем ответа около 90% [2, 51, 80].

В то время как традиционная гингивэктомия (рисунок 9) ассоциируется с болью, дискомфортом и кровотечением, всё большее число врачей предпочитают включать коррекцию десневой эстетики как часть комплексного ортодонтического лечения благодаря внедрению диодных лазеров [51].

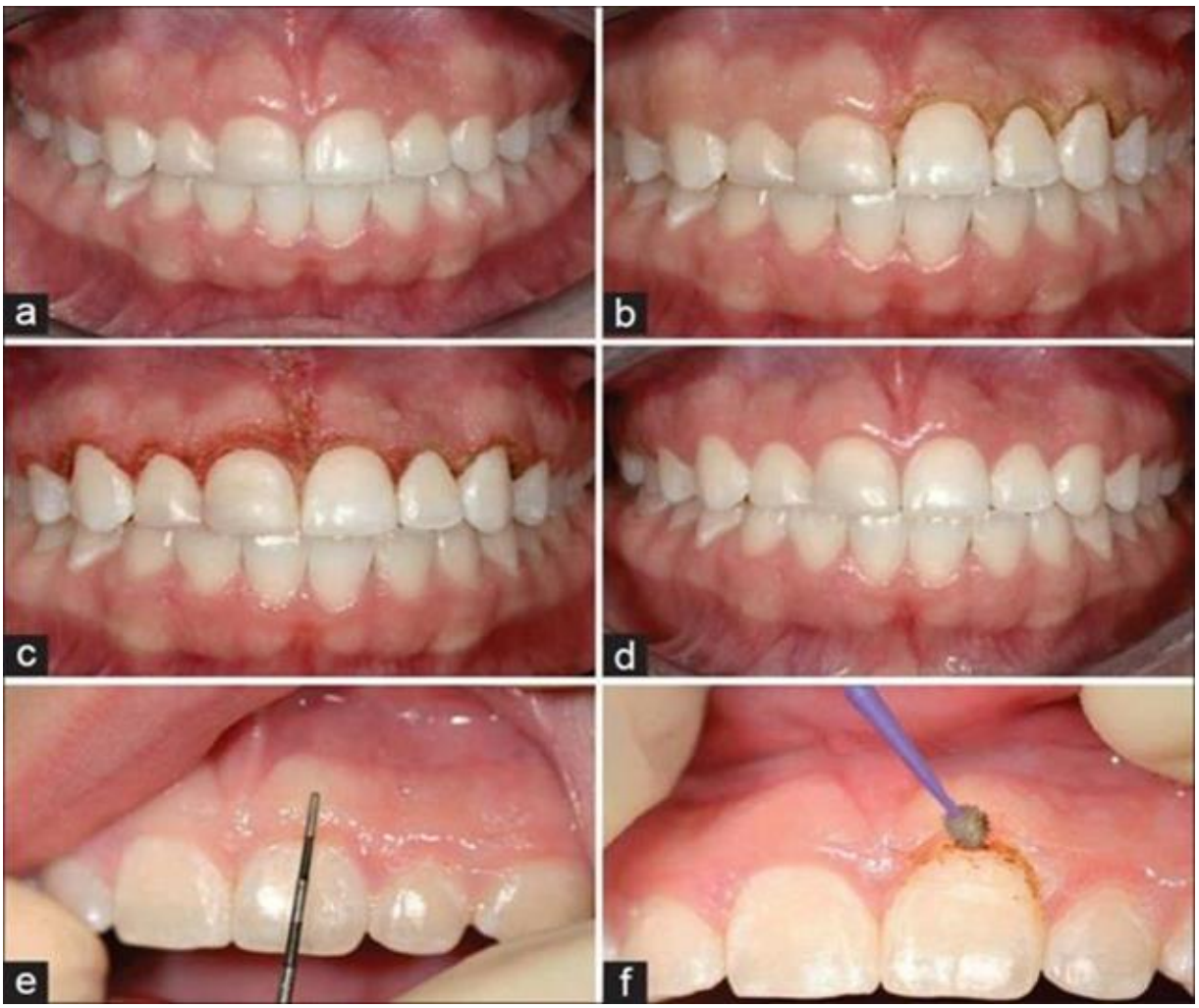


Рисунок 9 – Эстетическая коррекция десны: a-e – до лечения; b-c-f – после процедуры лазером; d – после лечения. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice». Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

Путём удаления ткани можно обнажить ретенированный или частично прорезавшийся зуб для последующего приклеивания брекета или кнопки (рисунок 10). К преимуществам относятся отсутствие кровотечения, немедленная установка крепления и полное отсутствие боли.

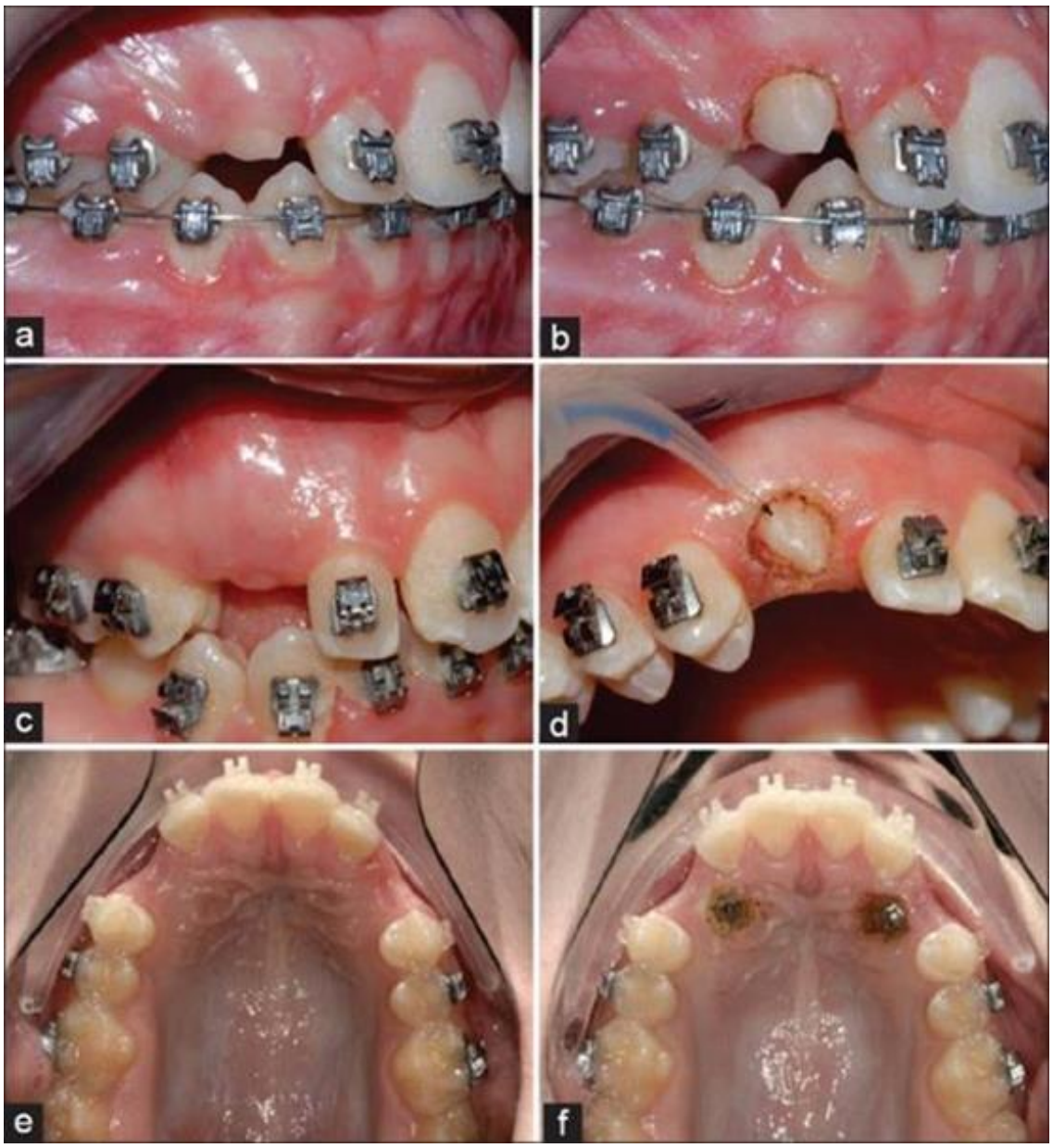


Рисунок 10 – Открытие коронки зуба: a-c-e – до; b-d-f – после лазерной обработки. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice». Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

Диодный лазер позволяет легко удалять участки временной гипертрофии тканей без направления к специалисту (рисунок 11). Он также эффективен при ряде других применений, таких как замена тишью-панча (рисунок 11c) при установке мини-имплантов в прикреплённой десне, удаление тканей, разросшихся над мини-винтами или пружинами (рисунок 12a и 12b), а также других ортодонтических конструкциях [45].

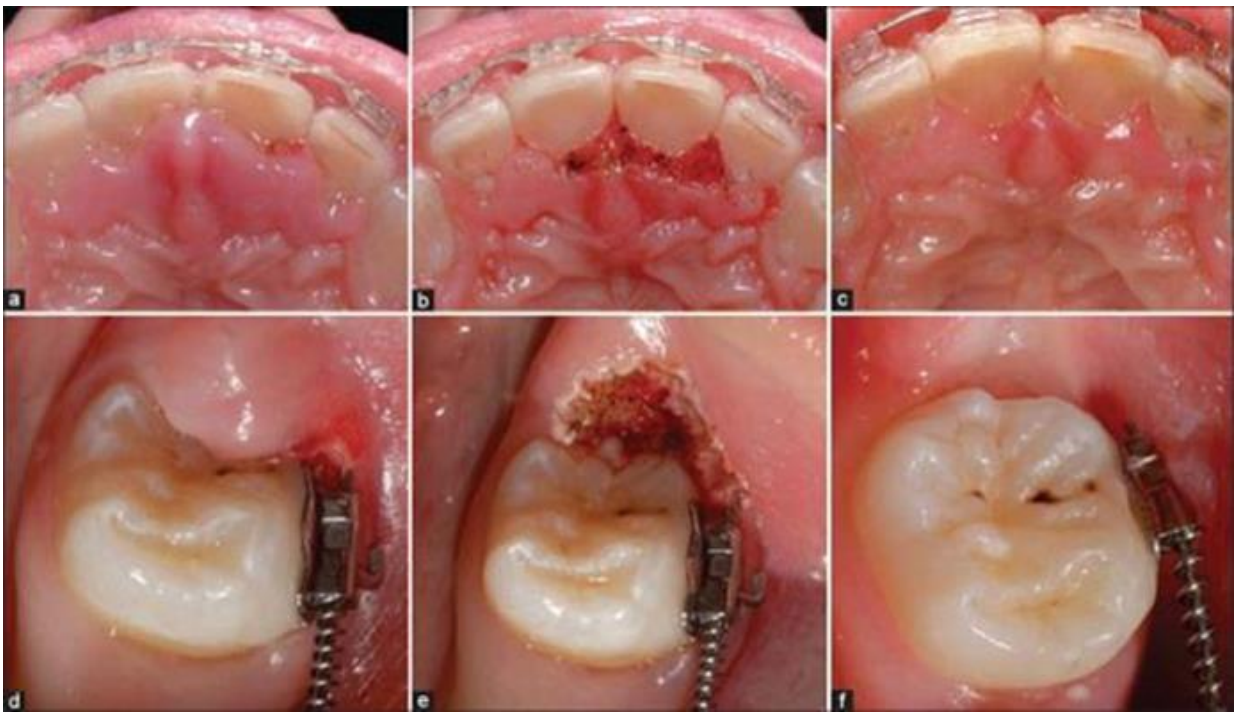


Рисунок 11 – Удаление гиперпластической ткани: a-d – до лечения; b-e –после лазера. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice». Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

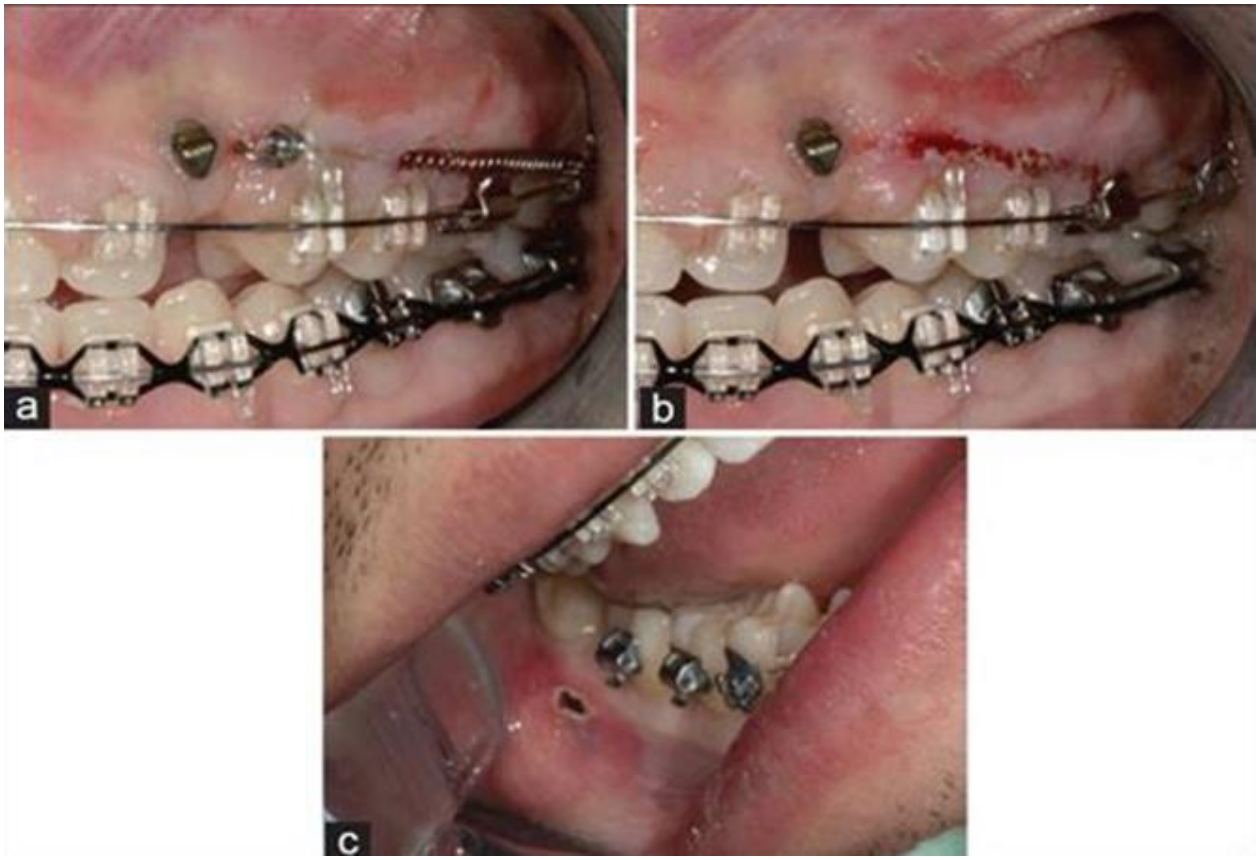


Рисунок 12 – Открытие встраиваемой пружины (a, b); отверстие, созданное лазером для установки импланта (c). Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice». Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

Лазерная френэктомия – процедура, которая лучше всего выполняется, когда диастема уже максимально закрыта, особенно при высоко расположенной или массивной верхней губной уздечке (рисунок 13a, 13b) [45, 58].

Анкилоглоссия (рисунок 13c и 13d) может вызывать проблемы с речью, прикусом, глотанием и даже с пародонтом. Лазерные френэктомии позволяют безболезненно удалять уздечки без швов, повязок, кровотечения или необходимости в специальном послеоперационном уходе.

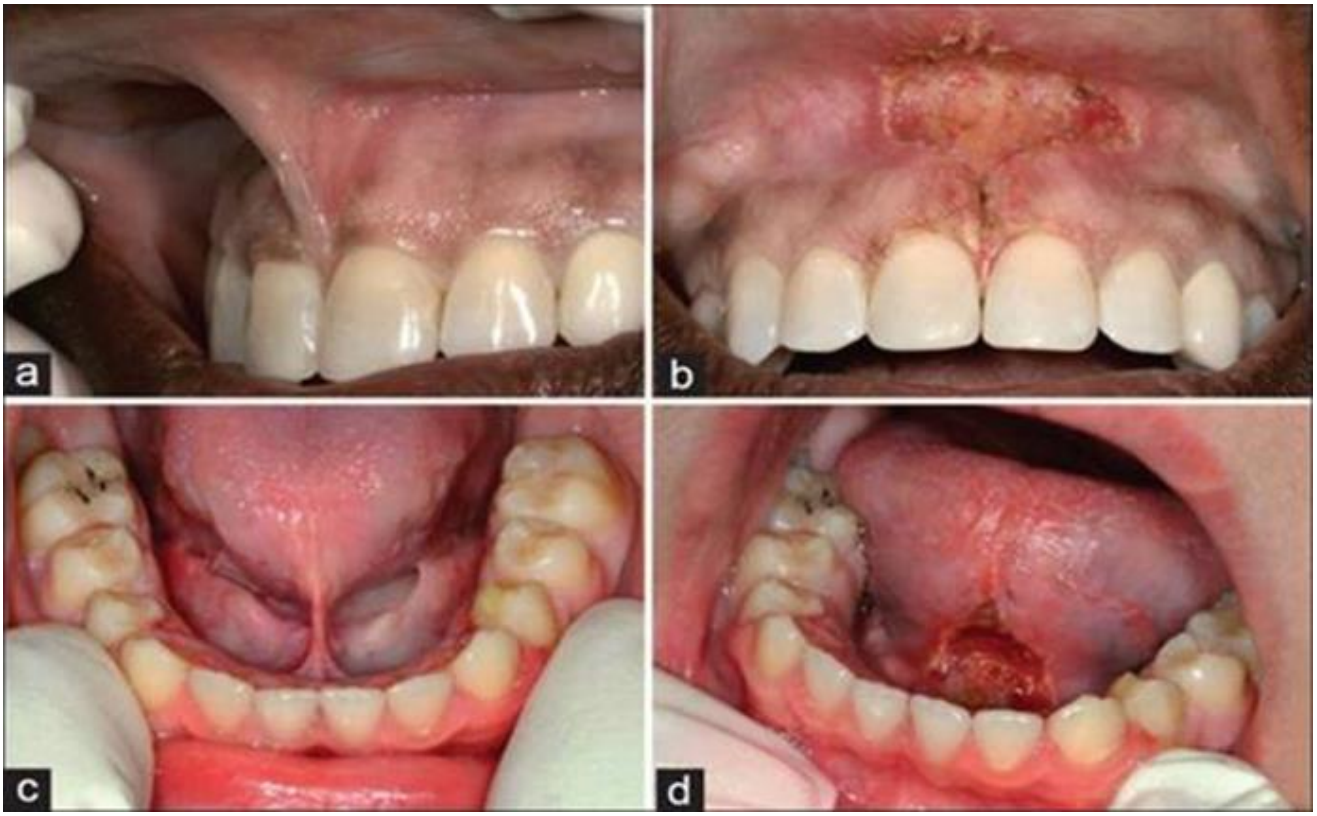


Рисунок 13 – Френэктомия верхней губы (a, b); Френэктомия языка (c, d).
Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice». Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

1.7.2. Применение лазеров при обработке твердых тканей

Камфорохинон является фотоинициатором, используемым при фотополимеризации светополимеризуемых стоматологических реставрационных материалов, которая может быть активирована синим светом высокой интенсивности (488 нм), испускаемым аргоновым лазером. Кроме того, аргоновое

лазерное излучение может изменять химический состав поверхности дентина корня и эмали, что снижает вероятность повторного кариеса. Механизм отбеливания основан на селективном поглощении узкого спектрального диапазона зеленого света (510–540 нм) хелатными соединениями, образующимися между тетрациклиновыми соединениями, порфиринами и апатитами. В случаях, когда традиционное фототермическое "мощное" отбеливание оказывается полностью неэффективным, аргоновые и калий-титанил-фосфатные (KTiOPO4, KTP) лазеры могут дать положительный результат [51].

Одним из распространённых побочных эффектов ортодонтической терапии с использованием несъемных аппаратов является деминерализация эмали с появлением белых пятен на вестибулярной поверхности зубов. Тем не менее, имеются данные, свидетельствующие о том, что эти небольшие зоны поверхностной деминерализации эмали могут реминерализоваться [24, 51].

С 1988 года лазер Er:YAG использовался в ряде исследований для удаления кариеса из эмали и дентина методом абляции. При использовании водяного охлаждения этот метод не сопровождается клинически значимым повышением температуры пульпы; по сравнению с препарированием турбинным наконечником лазер Er:YAG формирует более шероховатое дно полости. Лазер Er:YAG позволяет удалять стеклоиономер, композитные смолы и цементы [8, 40, 47, 51].

Для эмали и дентина лазерное травление рассматривается как альтернатива кислотному. Поверхности эмали и дентина, обработанные эрбиевыми лазерами (как Er:YAG, так и Er,Cr:YSGG), характеризуются микрошероховатостью и отсутствием смазанного слоя [29, 51, 65]. Вместе с тем, по данным метаанализа in vitro исследований, прочность сцепления брекетов с эмалью после лазерного травления в среднем ниже, чем после традиционного кислотного травления, при значительной неоднородности результатов в зависимости от типа лазера и режима облучения [36].

Одной из наиболее распространенных жалоб в стоматологической практике является гиперчувствительность дентина. При сравнении десенсибилизирующего эффекта лазера Er:YAG и традиционной системы десенсибилизации на шейках

гиперчувствительного дентина было установлено, что лазер Er:YAG является эффективным средством, а положительный результат сохраняется дольше по сравнению с другими агентами [51].

Лазеры используются в клинической стоматологии как в диагностических целях (рисунок 14), так и в научных исследованиях (рисунок 15).

Типы лазеров и их применение	Аргон 488 нм	Гелий-неон 633 нм	Диодный 633 нм	Диодный 655 нм	CO_2 10600 нм
Флуоресцентное выявление кариеса	✓			✓	
Флуоресцентное выявление поддесневого зубного камня (порфирины)				✓	
Обнаружение кариеса по изменению цвета тканей					✓
Лазерная допплеровская флоуметрия для оценки кровотока в пульпе			✓	✓	
Сканирование фосфорных пластин (цифровая радиография)		✓			
Сканирование обычных рентгеновских снимков для телерадиологии		✓			

Рисунок 14 – Диагностические лазерные приложения в стоматологической практике. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice» Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

Типы лазеров. Применение	Nd:YAG 1064 нм	Er:YAG 2940 нм	Аргон 488 нм и 515 нм	Гелий-неон 633 нм	Диод 633 нм и 670 нм
Рамановский спектроскопический анализ структуры зуба	✓				
Терагерцевое изображение внутренней структуры зуба	✓				
Спектроскопический анализ структуры зуба методом пробоя	✓	✓			
Конфокальный микроскопический анализ мягких и твердых тканей зуба			✓		
Поточная цитометрия для анализа клеток и их сортировки			✓		
Профилирование поверхностей зубов и восстановление зубов				✓	✓

Рисунок 15 – Диагностическое применение лазеров в научных исследованиях в стоматологии. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice» Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

С развитием точных и доступных трехмерных (3D) систем визуализации – контактных и бесконтактных, для твердых и мягких тканей, разрушительных и неразрушительных – понимание эволюции черепно-лицевых структур значительно расширилось [54]. Лазерный сканер является полезным инструментом благодаря простоте использования и возможности создавать 3D-изображения зубочелюстных структур. Он также может использоваться как сканер мягких тканей. Изготовление гипсовых моделей не требуется, так как электронные модели создаются на основе отсканированных слепков. С помощью изображений были созданы базы данных нормативных популяций и поперечных изменений роста, а также оценены клинические результаты хирургического и нехирургического лечения областей головы и шеи [7, 51, 75].

1.8. Меры безопасности при работе с лазерным излучением

Несмотря на то, что большинство стоматологических лазеров довольно просты в использовании, существуют некоторые важные аспекты, которые необходимо учитывать для обеспечения их безопасной и эффективной работы. Первое и самое важное правило для всех, кто находится рядом с лазером во время его работы – это ношение защитных очков (рисунок 16). Это касается пациента, врача, ассистентов у кресла и любых наблюдателей [51]. Необходимо, чтобы все защитные очки соответствовали определенной длине волны используемого лазера.

Дополнительные меры по предотвращению непреднамеренного воздействия на нецелевые ткани включают размещение предупреждающих знаков за пределами опасной зоны, ограничение доступа в операционную, минимизацию количества отражающих поверхностей и обеспечение исправной работы лазера, оборудованного всеми рекомендованными производителем средствами безопасности [62].

Для удаления любых паров, возникающих при абляции тканей, следует использовать мощную систему отсоса, чтобы избежать возможного контакта с

инфекционными патогенами, и строго соблюдать стандартные протоколы инфекционного контроля.

В каждом кабинете должен быть назначен ответственный за лазерную безопасность, на которого возлагается контроль соблюдения правил безопасной эксплуатации лазерного оборудования, организация обучения персонала, контроль использования защитных очков, а также обеспечение соблюдения действующих нормативных требований.



Рисунок 16 – Меры обеспечения безопасности в стоматологическом кабинете при использовании лазерного оборудования. Источник: «Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice». Verma Sanjeev и др. (2012) [51]

С учётом многолетнего активного развития, лазерные технологии, вероятно, продолжат совершенствоваться и в дальнейшем. Благодаря высокой точности воздействия на биологические ткани и возможности проведения малоинвазивных

вмешательств, они будут всё шире использоваться как в диагностических, так и в лечебных целях. Ожидается, что в перспективе лазерные методы станут важной и устойчивой частью современной стоматологической практики.

1.9. Сравнение прочности на сдвиг между полиэфирэфиркетоном (PEEK) и термоактивируемой полиметилметакрилатной (PMMA) смолой после лазерной обработки

Исследование, проведенное Sivaprakash Babu и соавт. (2024), включало изготовление 128 PEEK-дисков (диаметром 10 мм и толщиной 2 мм), которые были разделены на две группы. Первая группа прошла обработку поверхности и 5000 термоциклов, в то время как вторая группа прошла обработку поверхности и 10 000 термоциклов. Каждая группа была далее разделена на четыре подгруппы (n = 16): без обработки поверхности, с применением праймера, с кислотным травлением и с лазерной обработкой поверхности. Связывание PEEK с PMMA- смолой производилось с использованием традиционного метода формования во фляге. Прочность на сдвиг оценивалась с помощью универсального испытательного устройства со скоростью перемещения головки 1 мм/мин. Для внутригруппового сравнения использовался однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA), после чего применялся тест Тьюки HSD. Для межгруппового сравнения использовался t-тест Стьюдента. Согласно полученным данным, образцы с лазерной обработкой поверхности показали наибольшую прочность на сдвиг между PEEK и PMMA-смолой. За ними следовали образцы с кислотным травлением, нанесением праймера и без обработки поверхности. При увеличении количества термоциклов с 5000 до 10 000 наблюдалось снижение прочности связи [70].

Исследование, проведённое Al Hanouf Al Habdan и др. в 2021 году включало результаты исследований 40 удалённых человеческих задних зубов, подвергнутых селективному отбору по признакам отсутствия кариеса, трещин, флюороза, признаков абразии и повреждений, вызванных удалением. После удаления образцы

были тщательно очищены, помещены в тёмные стеклянные ёмкости с 1% раствором тимола при 4 °C и исследованы в течение двух месяцев [10].

После мезио-дистального рассечения коронок зубов образцы были случайным образом распределены на две группы: в группе E бондинг проводился на эмали после шероховатости, в то время как в группе D бондинг проводился на дентине после удаления эмали (рисунок 17). Затем эти группы были случайным образом разделены на две подгруппы в зависимости от типа протравливания (по 20 в каждой подгруппе). В подгруппах кислотного травления (EA и DA) поверхности протравливали 37% фосфорной кислотой. В подгруппах лазерной обработки (EL и DL) использовался лазер Er,Cr:YSGG [10]. Все 80 образцов композитного материала были зафиксированы с использованием total-etch адгезивной методики. После вертикального светового отверждения композита образцы подвергались испытанию на прочность сцепления на сдвиг.

Кроме того, между четырьмя исследуемыми группами (EL, EA, DL и DA) были обнаружены статистически значимые различия по средней прочности на сдвиг ($p<0.0001$). Согласно парному сравнению Тьюки между каждой из четырёх групп, средняя прочность на сдвиг в группе DA была статистически значимо выше, чем в остальных трёх группах (DL, EL и EA), тогда как средняя прочность в группе DL была статистически значительно ниже [10].



Рисунок 17 – Микроскопия типичных образцов после тестирования прочности на сдвиг с использованием универсальной испытательной машины: (a) Адгезионный отрыв с обнажением дентина; (b) Когезионный отрыв с остатками композита на образце; (c) Смешанный отрыв с остатками композита на образце и частичным обнажением структуры зуба. Источник: «Shear bond strength of acid and laser conditioned enamel and dentine to composite resin restorations: An in vitro study.» Al Habdan и др. (2021) [10]

Следующие выводы о лазерной обработке эмали и дентина можно сделать в рамках ограничений данного *in vitro* исследования:

1) Прочность на сдвиг в группах, обработанных фосфорной кислотой, была выше, чем в группах, обработанных лазером Er,Cr:YSGG.

2) Адгезионный отрыв был наиболее частым типом разрушения во всех исследуемых группах и единственным заметным типом разрушения в группе дентина, подвергшейся лазерному воздействию [10].

1.10. Сравнительный анализ влияния параметров травления эмали лазером Er,Cr:YSGG на адгезионную прочность ортодонтических брекетов при сдвиге

Использование лазерных технологий в профилактической стоматологии представляет собой жизнеспособную альтернативу традиционным методам. Лазер YSGG эффективно применяется при работе с твёрдыми тканями зуба благодаря высокой абсорбции его излучения водой и гидроксиапатитом при длине волны 2780 нм. Предлагаемый механизм обеспечения ретенции герметиков заключается в формировании микрошероховатой, свободной от налёта поверхности эмали без применения кислоты и необходимости этапов смывания и промывания, что потенциально упрощает клиническую процедуру и повышает комфорт пациента.

В современной адгезивной стоматологии наблюдается значительный интерес к сравнению эффективности традиционного кислотного травления фосфорной кислотой и лазерного травления Er,Cr:YSGG. «Золотой стандарт» – фосфорная кислота, создаёт микропористости за счёт деминерализации эмали, обеспечивая микромеханическую ретенцию для смолы. В то же время лазер Er,Cr:YSGG (2780 нм) действует посредством так называемого гидрокинетического механизма: энергия в значительной степени поглощается водой и гидроксиапатитом, что вызывает микро-взрывы и абляцию эмали. В результате формируется уникальная, неровная поверхность без смазанного слоя, идеально подходящая для адгезии [6, 52, 81].

Существенный объём in vitro-исследований подтверждает клиническую состоятельность применения лазера. Сложный микроретенционный рисунок лазерно-травлёной эмали, морфологически отличающийся от кислотного рисунка с обнажёнными призмами, но столь же эффективный для увеличения площади поверхности, часто описывается при сканирующей электронной микроскопии (SEM) как напоминающий коралл или цветную капусту. Основным обоснованием клинического применения служит тот факт, что многочисленные исследования прочности сцепления при сдвиге и микротяг на эмали и дентине показали: адгезия к поверхности, подготовленной лазером, статистически эквивалентна результатам, достигаемым с использованием фосфорной кислот [23, 32, 37, 65].

Ключевым заключительным этапом, однако, является внедрение полученных лабораторных результатов в клиническую практику. Несмотря на то, что ряд клинических наблюдений и краткосрочных исследований, включая реставрации V класса, фиксацию брекетов и ретенцию герметиков, продемонстрировали обнадёживающие результаты, сопоставимые с кислотным травлением, остаётся необходимость в долгосрочных рандомизированных контролируемых исследованиях (RCT). Окончательным критерием эффективности является долговечность адгезивного интерфейса в агрессивной среде полости рта, что позволит определить, может ли лазерное травление действительно рассматриваться как не менее эффективная и минимально инвазивная альтернатива «золотому стандарту» – травлению фосфорной кислотой [36].

Совокупность данных о формировании адекватной морфологии поверхности, сопоставимой прочности сцепления и обнадёживающих ранних клинических результатах обеспечивает прочное научное обоснование необходимости проведения полноценного RCT для окончательной верификации эффективности лазерного травления YSGG при ретенции герметиков фиссур.

1.10.1. Лазер Er,Cr:YSGG как альтернатива кислотному травлению при использовании самоадгезивных композитных цементов

Базовый механизм действия и модифицирующие свойства лазера Er,Cr:YSGG подтверждают целесообразность его применения вместо кислотного травления при фиксации самоадгезивными композитными цементами. Самоадгезивные цементы, содержащие кислотные мономеры для кондиционирования субстрата, были разработаны для адгезии к тканям зуба без дополнительного этапа травления. Однако на незащищённой эмали их эффективность может быть непостоянной. Лазер Er,Cr:YSGG (2780 нм) решает эту проблему путём абляции эмали и формирования высокоэнергетической, ультра - чистой, микрошероховатой поверхности, свободной от смазанного слоя. Такая подготовленная поверхность без применения фосфорной кислоты может усиливать как микромеханическое замыкание, так и возможное химическое взаимодействие самоадгезивного цемента, повышая общую прочность и краевую герметичность адгезивного соединения.

Доказательством концепции служит ряд in vitro-исследований. Так, Moslemi и соавт. (2016) показали, что обработка дентина лазером Er,Cr:YSGG статистически значимо повышала прочность сцепления самоадгезивного текучего композита при микросдвиге [41].

В исследовании Nahas и соавт. (2020) обработка дентина лазерами Er:YAG и Er,Cr:YSGG повышала прочность сцепления самоадгезивного композита при сдвиге по сравнению с необлучённым дентином (14,04 ± 5,23 МПа для Er,Cr:YSGG против 8,36 ± 2,30 МПа в контрольной группе), причём после 3000 циклов термоциклирования различия сохранялись (10,53 ± 2,63 против 2,75 ± 1,58 МПа) [21]. Полученные данные позволяют рассматривать лазерную подготовку поверхности как потенциальное дополнение к протоколу применения самоадгезивных материалов.

С клинической точки зрения эти результаты имеют важное значение. Использование лазерной подготовки вместо кислотного травления может

способствовать улучшению качества адгезии к эмали, которая нередко является наиболее уязвимым звеном при применении самоадгезивных цементов. Дополнительно такой подход позволяет сократить длительность процедуры и снизить вероятность послеоперационной чувствительности, ассоциированной с деминерализацией тканей зуба.

Таким образом, лазер Er,Cr:YSGG может рассматриваться не только как альтернатива, но и как потенциальное усовершенствование стандартного протокола фиксации самоадгезивными материалами, обеспечивающее повышение надёжности соединения и реализацию минимально инвазивного одноэтапного метода подготовки поверхности [21, 41].

Заключение

Применение лазеров и развитие их функциональных возможностей в современной ортодонтической практике представляет колоссальный интерес несмотря на то, что традиционная кислотная подготовка эмали приводит к удовлетворительным результатам, обеспечивающим надлежащий уровень адгезии.

Жёсткие лазеры, такие как Er:YAG и Er,Cr:YSGG инициируют образование поверхности эмали, благоприятной для адгезии композитных материалов. Исследования, оценивающие метод лазерного травления на композитных пломбах, адгезивах и ортодонтических брекетах, часто показывают адгезию, сопоставимую или превосходящую так называемый золотой стандарт – ортофосфорную кислоту [37, 65]. Вместе с тем метаанализ 18 *in vitro* исследований показал, что в среднем прочность сцепления металлических брекетов после лазерного травления несколько ниже, чем после травления фосфорной кислотой [36], а результаты, полученные для Er:YAG и Er,Cr:YSGG, следует интерпретировать раздельно.

Лазерное облучение твёрдых тканей зуба снижает вероятность образования кариеса, удаляет смазанный слой и способствует формированию стабильной адгезии. Сочетание кислотной и лазерной подготовки усиливает глубину травления. Кроме того, исследования показали более высокие значения прочности на сдвиг при лазерном травлении до нанесения самопротравливающего адгезива. Различия в результатах могут быть связаны с различиями в выходной мощности,

энергии или навыках пользователя [14, 32, 37, 61]. Тем не менее, с лазерным травлением связаны определённые проблемы из-за термомеханической абляции, которая может привести к образованию микротрещин в слое эмали. В связи с чем требуются дополнительные научно-исследовательские работы, в том числе и в области ортодонтии, направленные на сравнительный анализ сил адгезинного контакта ортодонтических брекетов с поверхностью эмали после применения различных видов обработки (кислотной и лазерной) при использовании различных ортодонтических адгезивов.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Материалы и методы

2.1.1. Дизайн исследования

Было проведено проспективное сравнительное исследование, направленное на комплексную оценку влияния различных способов обработки эмали на её морфологические и химические характеристики, адгезионную прочность системы «эмаль–адгезив–брекет», а также на количественную оценку остаточного адгезивного материала после отрыва брекета [1].

Дизайн исследования включал три последовательные экспериментальные стадии, что позволило оценить изучаемую проблему с трёх взаимодополняющих позиций: состояние поверхности эмали, прочность фиксации ортодонтической конструкции и особенности разрушения адгезионного соединения.

2.1.2. Методы анализа влияния кислотной и лазерной обработки эмали на её структуру перед фиксацией брекетов

В эксперименте использовали 30 удаленных по ортодонтическим или терапевтическим показаниям зубов (резцы и премоляры) пациентов в возрасте 18–30 лет. После экстракции зубы хранили в физиологическом растворе с тимолом (0.1 %) при температуре +4 °C и использовали в течение первых трех месяцев. Перед экспериментом поверхность эмали шлифовали абразивной бумагой (P600) для удаления гиперминерализованных слоёв и промывали водой. Шлифовка проводилась с целью стандартизации исходного состояния поверхности эмали и снижения межобразцовой вариабельности результатов. Данная процедура не входит в стандартный клинический протокол фиксации брекетов и рассматривается как ограничение внешней валидности исследования.

Образцы рандомизировано распределялись по двум одинаковым группам (n=15): А – с модификацией методом кислотного травления (37% H_3PO_4), В – с модификацией лазером Er,Cr:YSGG [5]. Распределение резцов и премоляров между группами А и В не стратифицировалось.

Поверхности образцов из группы А – кислотное травление осуществляли по следующей схеме: на поверхность эмали наносили раствор 37% фосфорной кислоты «Травекс-37» (ООО «Омега-Дент», Россия) – экспозиция 15 секунд при комнатной температуре; после чего промывали водой под давлением спрея в течение 30 секунд, а затем просушивали с помощью струи воздуха также 30 секунд [5].

Поверхности образцов группы В подвергли модификации по следующей схеме: лазерное воздействие осуществлялось на эрбиево-хромовом лазере Er,Cr:YSGG Biolase Waterlase (длина волны 2780 нм) в режиме H при средней мощности 2 Вт и частоте следования импульсов 50 Гц (энергия импульса - 40 мДж), с водно-воздушным охлаждением (вода - 40 %, воздух - 60 %) с использованием наконечника Gold и насадку MZ5 диаметром 500 мкм. Сканирование поверхности осуществляли в режиме «зигзаг» с шагом 0,5 мм в течение 20 секунд. Выбранные параметры обеспечивали контролируемую абляцию эмали без видимого термического повреждения [5].

После обработки образцы фиксировали на алюминиевых подложках с помощью углеродного скотча и напыляли тонким слоем золота (~10 нм) на установке Quorum Q300T в течение 20 с в аргоновой атмосфере. Сканирующую электронную микроскопию (СЭМ) выполняли на микроскопе TESCAN VEGA3 в режимах обратно рассеянных (BSE) и вторичных электронов (SE) при ускоряющем напряжении 5 кВ, токе 100 пА и разрешении 2048×2048 пикселей. Элементный состав эмали анализировали на этом же микроскопе методом энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (ЭДС) с детектором Oxford Instruments X-Max. Измерения проводили при 20 кВ и токе 5 нА, выполняя три повторных сканирования для минимизации погрешностей. Спектры обрабатывали в программе AZtec с коррекцией фона и перекрытия пиков.

Для каждого образца анализировали пять зон единой карты ЭДС, выделяемых по единым критериям в кислотной и лазерной группах: Зона 1 – интактная (контрольная) эмаль; Зона 2 – обработанная эмаль (после кислотного травления или лазерной обработки); Зона 3 – более глубокая зона той же обработанной поверхности; Зона 4 – сильно деминерализованная область эмали; Зона 5 – участок с наиболее выраженным изменением элементного состава (для кислотной группы – деструктивно изменённая эмаль) [5].

Зоны 4-5 выделялись по данным ЭДС-картирования как участки с наибольшим относительным снижением содержания Ca и P по сравнению с зонами 1-3; их выделение отражает только элементный состав и само по себе не является признаком морфологической деструкции, оцениваемой методом СЭМ. Для каждой зоны использовали усреднённые значения трёх повторных сканирований.

Шероховатость поверхности оценивали на оптическом профилометре многофункциональной измерительной системы NanoScan-3D+. Для каждого образца сканировали участки 1×1 мм² и измеряли среднее арифметическое отклонение (Sa) и стандартное отклонение высот с последующей фильтрацией высокочастотного шума [5].

2.1.3. Методика оценки адгезионной прочности брекетов

Было использовано 90 удаленных по ортодонтическим или терапевтическим показаниям зубов (резцы и премоляры) пациентов в возрасте от 18 до 30 лет. После этапа экстракции зубы подлежали хранению в физиологическом растворе с тимолом (0.1 %) при температуре +4 °C. Временная выдержка в рамках проведения испытаний не превышала трех месяцев [1]. Исследуемые образцы были рандомизировано разделены на две основные группы по 45 зубов в каждой. Модификация поверхности образцов первой группы проводилась методом кислотного травления (37 % H_3PO_4), в то время как поверхность образцов второй группы подвергалась лазерной обработке с помощью эрбиево-хромового лазера (Er,Cr:YSGG).

Каждая основная группа была дополнительно разделена на 3 подгруппы по 15 образцов для сравнительной оценки адгезионных свойств различных ортодонтических адгезивов. Рандомизация проводилась без стратификации по типу зуба, в связи с чем тип зуба (резец/премоляр) в статистическом анализе в качестве фактора (ковариаты) не учитывался. Стоит отметить, что учет данного фактора может вносить дополнительную вариабельность в значения предельного сдвигового усилия. Наглядное представление дизайна эксперимента с полным перечнем групп сравнения представлено на рисунке 18. В работе были использованы [1]:

1) GC Ortho Connect Light Cure Orthodontic Adhesive – ортодонтический светоотверждаемый клей для брекетов (далее GC Ortho Connect, JPN).

2) Компофикс ОРТО, предназначенный для фиксации металлических и керамических брекетов к эмали зуба, при ортодонтическом лечении. Компофикс ОРТО содержит метакрилатные олигомеры (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA, PMDM), разноразмерный наполнитель, активаторы и стабилизаторы полимеризации (далее Компофикс, RF).

3) Клей для брекетов Ormco (Enlight) – адгезив светового (двойного) отверждения (далее Enlight, USA).

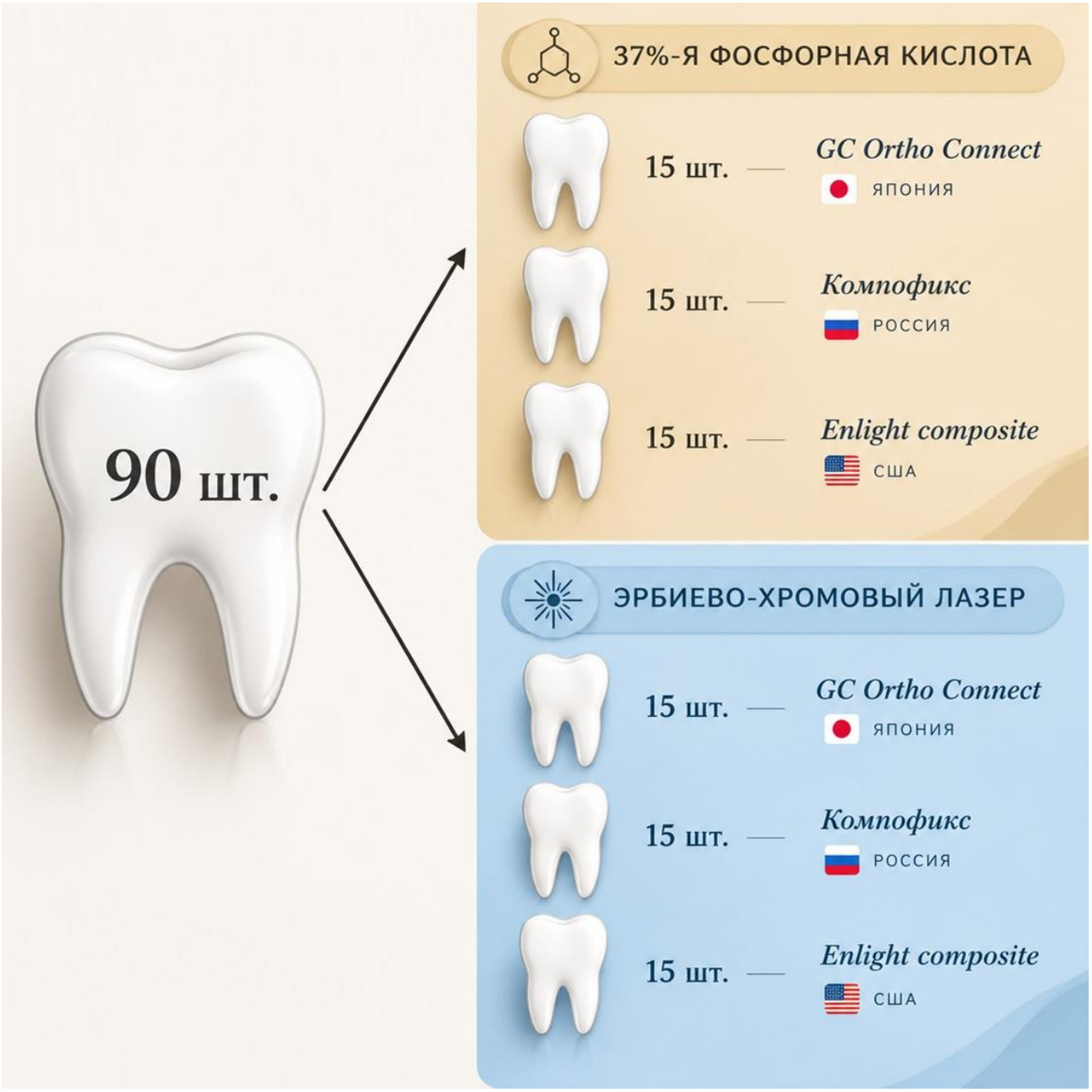


Рисунок 18 – Схематическое представление дизайна эксперимента

Методики травления эмали в полной мере соответствовали алгоритмам, изложенным в разделе 2.1.2.

Выравнивание по горизонтали брекетов производилось на первом этапе. Фиксация зуба с брекетом – высокоплотным пластилином (обеспечивает стабильное закрепление образцов). Конструкция устанавливалась на горизонтальную платформу и имела вертикальную направляющую из

нержавеющей стали в качестве опорной плоскости для юстировки. Юстировку проводили по уровню с точностью до 0.1 градуса [1].

Сразу после позиционирования образец перемещали в прямоугольное поперечное сечение заливочную камеру, изготовленную из полированной пластмассы для уменьшения сцепления материала со стенками камеры [1]. Далее камера наполнялась эпоксидной смолой – полимером с хорошими механическими характеристиками после затвердевания. Затвердение осуществлялось на воздухе при 23 °C около суток до полной твердости образца.

По завершении процесса полимеризации в образцах были высверлены отверстия диаметром 3,5 мм для установки их в универсальную испытательную машину Deben 1 kN Microtest. Высверливание осуществлялось с помощью координато-расточного станка с погрешностью +/-0.1мм от центра проделанного отверстия (чтобы избежать наклона образца) [1].

Нагружение образца осуществлялось с помощью закаленной прямоугольной стальной пластины, соответствующей толщине брекета для обеспечения равномерного распределения нагрузки. Испытания проводились при скорости нагружения 2 мм/ мин с предварительной нагрузкой 5 Н для компенсации возможных люфтов [1].

Основным параметром исследования выступало предельное сдвиговое усилие (F_{max}, Н). Нагружение проводилось вдоль длинной оси зуба от коронковой к корневой части. Принципиальный вид схемы эксперимента представлен на рисунке 19 [1].

Согласно ГОСТ Р 59423-2021 проводился дополнительный расчет прочности адгезионного соединения (σ, МПа). Для этого рассчитанное значение предельного сдвигового усилия (F_{max}, Н) делилось на площадь поверхности склеивания, которая соответствовала площади контактной поверхности брекета (мм²). В настоящем исследовании использовались лигатурные брекеты Victory Series (3M Unitek) с пазом 0,022″ с площадью контактной поверхности (базы) 9,09 мм² [69].

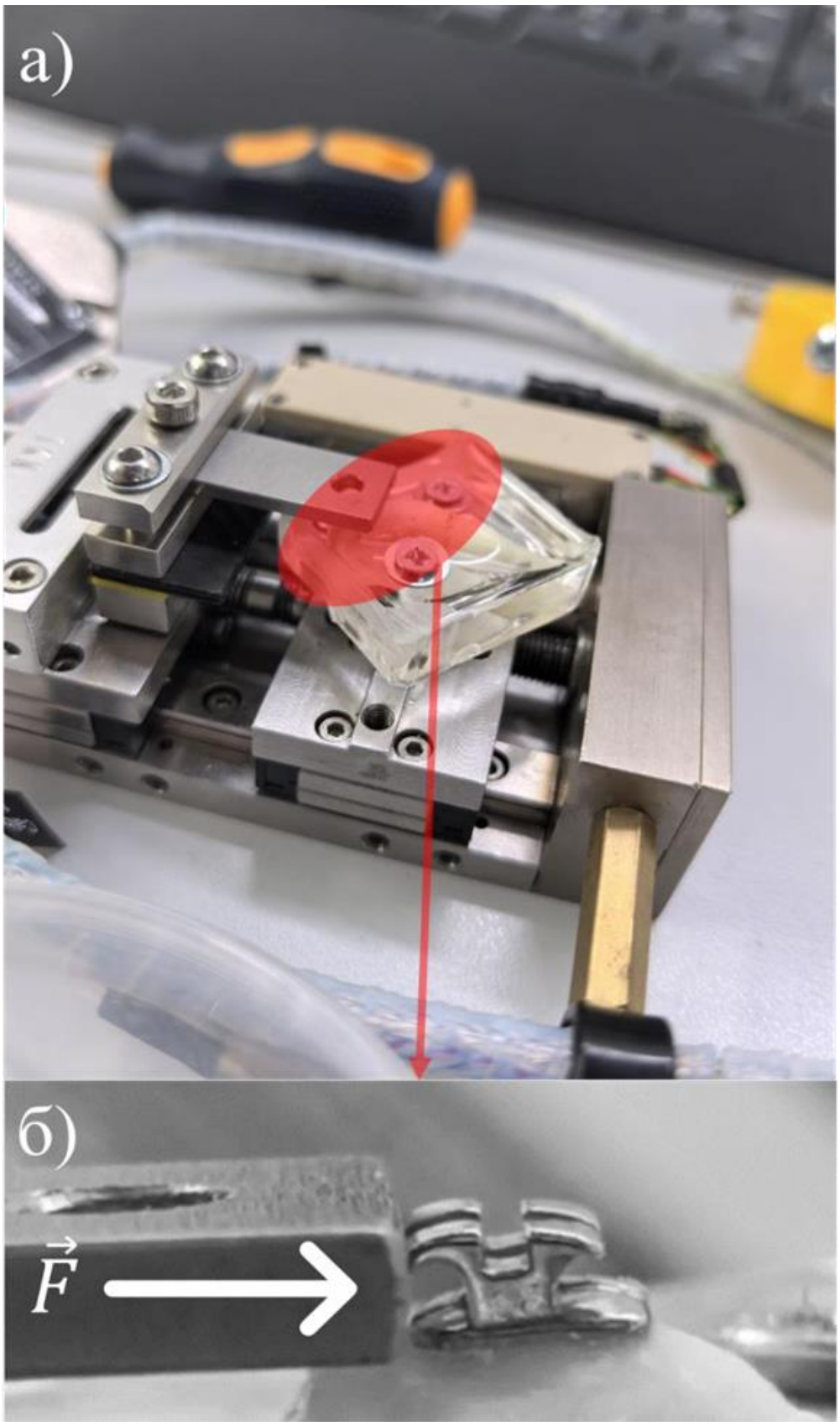


Рисунок 19 – Графическая иллюстрация экспериментальной установки: а) – общий вид универсальной испытательной системы Deben 1 kN Microtest с закрепленным образцом; б) – изображение области анализа в момент приложения сдвиговой нагрузки к брекету

Помимо исследования адгезионных свойств системы «эмаль-адгезив-брекет», были изучены её механические характеристики методом наноиндентации [42]. Для этого использовали образец зуба после лазерной обработки эмали, на который с помощью отечественного ортодонтического адгезива компании «ВладМиВа» фиксировали брекет. Образец полностью инкапсулировали в эпоксидную смолу холодного отверждения, придавая ему правильную призматическую форму. Затем полученный блок разрезали поперек через брекет и всю толщину зуба для получения исследуемого среза. Поверхность среза последовательно шлифовали и полировали до достижения наноструктурного уровня шероховатости (Ra ≤ 100 нм) с использованием коллоидного кремнезема на суконной основе. Наноиндентирование подготовленной поверхности проводили на приборе НаноСкан-4D (ООО «НаучСпецПрибор», Троицк, Россия) в режиме контроля глубины вдавливания до 2 мкм с выдержкой при максимальной нагрузке в течение 30 с, включая этапы нагружения и разгрузки [1]. Наноиндентация выполнялась на единичном образце, поэтому сравнительная оценка влияния методов обработки на механические свойства эмали методом наноиндентации в настоящей работе не проводилась.

2.1.4. Методы оценки остаточного адгезивного материала

Одной из задач настоящего исследования выступала задача определения степени зависимости между прочностью адгезионного соединения стоматологических клеевых систем и количеством адгезива, сохраняющегося на поверхности эмали после механического разрушения контакта интерфейса “эмаль-адгезив-брекет”.

С целью автоматизации процессов определения остаточного покрытия стоматологического адгезива в области эмали после механического отрыва брекета от поверхности зуба был разработан специализированный программный алгоритм в среде python 3.0, позволяющий производить анализ двумерных изображений. После загрузки изображений, полученных с помощью видеомикроскопа Eakins 500X (Пиксель CMOS: 1,33 мкм x 1,33 мкм), пользователю предоставлялась

возможность выделения областей коронковой части зубов и видимых областей остаточного адгезива, после чего производился автоматизированный расчет остаточного покрытия, выраженного в процентах (Рисунок 20) [4].

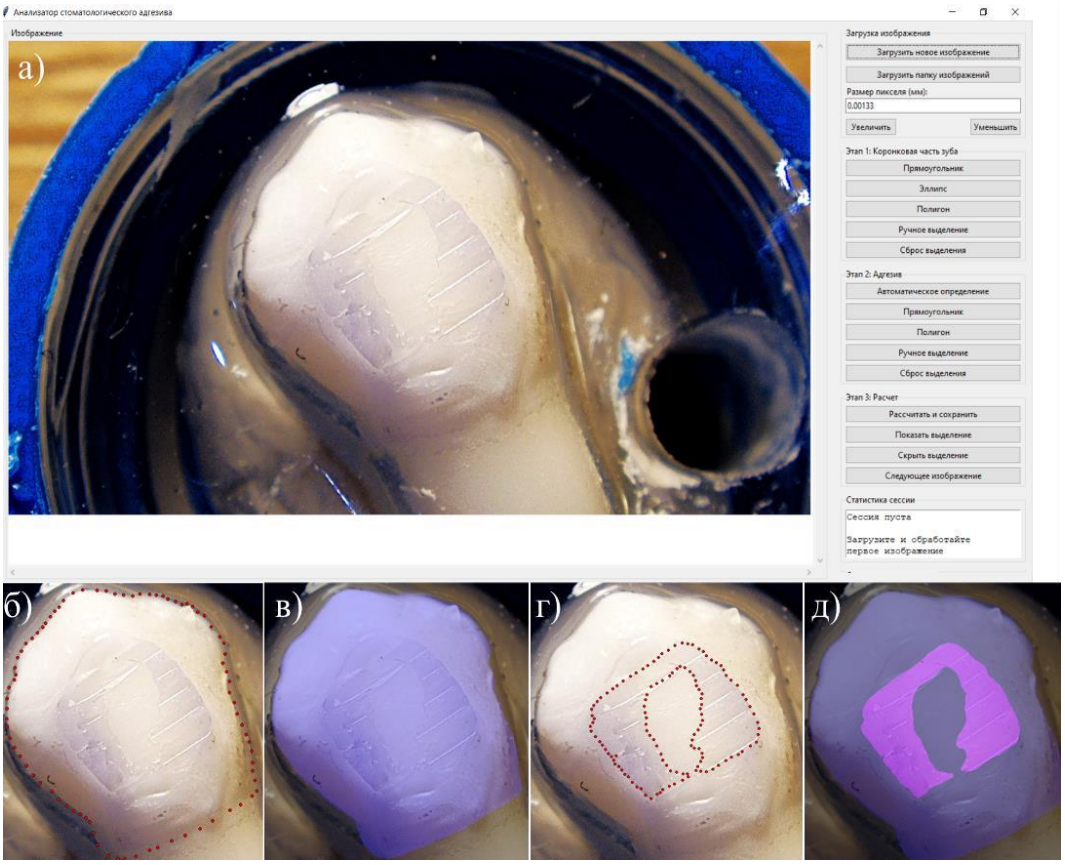


Рисунок 20 – Принципиальная схема реализации программного определения остаточного адгезивного покрытия: а) – общий вид графического интерфейса; б) – выделение коронковой части зуба (инструмент «полигон»); в) – автоматизированное выделение области коронки зуба; г) – выделение участков остаточного адгезива (инструмент «полигон»); д) – автоматизированное выделение зон остаточного адгезива

Дизайн исследования подразумевал использование 18 зубов, удаленных по ортодонтическим или терапевтическим показаниям (резцы и премоляры) пациентов в возрасте от 18 до 30 лет. После этапа экстракции зубы подлежали хранению в физиологическом растворе с тимолом (0.1 %) при температуре +4 °C. Временная выдержка зубов в рамках проведения испытаний не превышала трех месяцев.

Образцы были рандомизировано разделены на 2 группы исследования. Первая группа соответствовала кислотному травлению поверхности 37 % фосфорной кислотой, вторая – травлению эмали с помощью эрбиево-хромового лазера.

Для каждого зуба определялось предельное сдвиговое усилие (F_{max}, Н) с помощью универсальной испытательной системы Deben 1 kN Microtest. После данной стадии все образцы подвергались сьемке и программному расчету остаточного адгезивного покрытия.

Фиксация брекетов на данных образцах проводилась с использованием ортодонтического адгезива Компофикс ОРТО (ООО «ВладМиВа», Россия) — материала, для которого в разделе 3.2. была выявлена наиболее выраженная чувствительность прочности адгезионного соединения к методу обработки эмали.

Протоколы кислотного травления и лазерной обработки эмали, фиксации брекетов, заливки образцов и механического испытания соответствовали описанным в разделах 2.1.2 и 2.1.3.

После испытания поверхность эмали каждого образца фотографировали видеомикроскопом Eakins 500X (три изображения на образец). Разметка контуров коронки зуба и зон остаточного адгезива на каждом изображении выполнял вручную один оператор с помощью инструмента «полигон», после чего доля остаточного покрытия рассчитывалась автоматически как отношение суммарной площади зон остаточного адгезива к площади коронки (%), а значения по трём изображениям усреднялись.

Один образец был исключён из анализа в связи с отрывом брекета при предварительном нагружении 5 Н, в результате анализ выполнен на 9 образцах группы кислотного травления и 8 образцах группы лазерной обработки.

2.2. Статистический анализ

2.2.1. Статистический анализ микроскопического и спектрального исследования

Полученные данные по химическому составу проверяли на нормальность распределения с помощью критерия Шапиро– Уилка. Сравнение групп (Ca/P, Ca%, P%, C%) проводили с использованием t-критерия Стьюдента (двухсторонний), порог значимости принимали $\alpha < 0.05$. Если нормальность не соблюдалась, использовали непараметрический критерий Манна–Уитни. Результаты представляли, как среднее ± стандартное отклонение (M ± SD). Все расчёты проведены с помощью статистического пакета SPSS 25 [5].

2.2.2. Статистический анализ механических испытаний

Накопление, обработка, визуализация и статистический анализ полученных данных производились с использованием электронных таблиц Microsoft Excel, программного пакета IBM SPSS Statistics и языка программирования Python [5].

В рамках статистического анализа были поставлены следующие нулевые гипотезы (H_0) [5]:

- Ортодонтические адгезивы светового отверждения GC Ortho Connect (JPN), Компофикс ОРТО (RF) и Enlight (USA) приводят к сопоставимым средним значениям предельных сдвиговых усилий, направленных от коронковой к корневой части зуба (в рамках рассмотрения отдельно взятых типов обработки эмали).
- Методы кислотного травления 37 % ортофосфорной кислотой и лазерного травления приводят к сопоставимым средним значениям предельных сдвиговых усилий, направленных от коронковой к корневой части зуба (в рамках рассмотрения отдельно взятых ортодонтических адгезивов).

- Область проведения наноиндентации (эмаль, адгезив, граница раздела «эмаль-адгезив») не влияет на изменение средних значений твердости и модуля Юнга.

Парные сравнения средних значений предельных сдвиговых усилий, полученных для различных методов обработки эмали, проводились с использованием *t*-теста для независимых выборок [5].

Однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA) с использованием апостериорного теста (post-hoc) с поправкой Бонферрони использовался в рамках сравнений средних значений предельных сдвиговых усилий, полученных для вышеуказанных ортодонтических адгезивов светового отверждения [5].

Для всех проводимых тестов уровень значимости (α) принимался равным 0.05.

2.3. Статистический анализ ассоциаций между предельным сдвиговым усилием и долей остаточного адгезивного покрытия

С целью определения степени линейности и монотонности ассоциаций между предельным сдвиговым усилием и долей остаточного адгезивного покрытия использовались коэффициенты корреляции Пирсона (r) и Спирмена (ρ) при уровне значимости (α) 0,05. Анализ влияния доли остаточного адгезивного покрытия на предельное сдвиговое усилие в зависимости от типа травления проводился при помощи многофакторного регрессионного анализа (без учета интеракции) [4]:

$$E[F_{MAX}|S = x, \text{тип травления} = g] = \beta_0 + \beta_1 x + \beta_2\, II[g = \text{кислотное травление}] \quad (1)$$

где F_{MAX} – предельное сдвиговое усилие, Н;

S – доля остаточного адгезивного покрытия;

$\beta_0, \beta_1, \beta_2$ – коэффициенты линейной регрессионной модели;

$E[F_{MAX}|S = x, \text{тип травления} = g]$ – условное математическое ожидание параметра предельного сдвигового усилия;

II – функция индикатора.

Данная стадия статистического анализа выполнена в программном пакете RStudio.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

3.1. Результаты микроскопического и спектрального анализа

Анализ поверхности эмали после воздействия 37 % фосфорной кислоты с применением СЭМ продемонстрировал выраженные морфологические изменения, что представлено на рисунке 21. При небольшом увеличении (рисунок 21а) эмалевая поверхность характеризовалась нарушенной целостностью и выраженной неоднородностью, при этом визуализировались микротрещины и зоны с различной степенью пористости. Подобные наблюдения согласуются с данными исследований, в которых микротрещины эмали выявлялись после кислотного травления и последующего снятия брекетов [5, 34].

При среднем увеличении (рисунки 21б и 21в) выявленные изменения становились более отчетливыми. Поверхность эмали приобретала гетерогенный характер, определялись глубокие углубления, разрушенные окончания эмалевых призм и участки выраженной деминерализации. Описанные признаки соответствуют I и III типам травления по классификации Сильверстоуна, для которых характерно селективное растворение как призм, так и межпризменного вещества [5, 78]. В то же время высокая агрессивность кислотного воздействия обусловливала неравномерную глубину травления, вследствие чего формировались зоны с выраженной утратой минеральных компонентов, соседствующие с практически интактными участками.

При большем увеличении структура поверхности приобретала грубый, пористый вид, напоминающий губку, что указывает на образование микропористостей в результате деминерализации (рисунки 21г и 21д). Хотя такие структуры теоретически способствуют адгезии за счёт увеличения площади поверхности, они также несут клинический риск – в частности, повышают вероятность трещин эмали после снятия брекетов, образования белых пятен и необратимой потери эмали. Клиническая значимость этих изменений подтверждается данными метаанализа: новые очаги деминерализации в виде белых

пятен возникают в ходе лечения несъёмной ортодонтической техникой у 45,8 % пациентов [24].

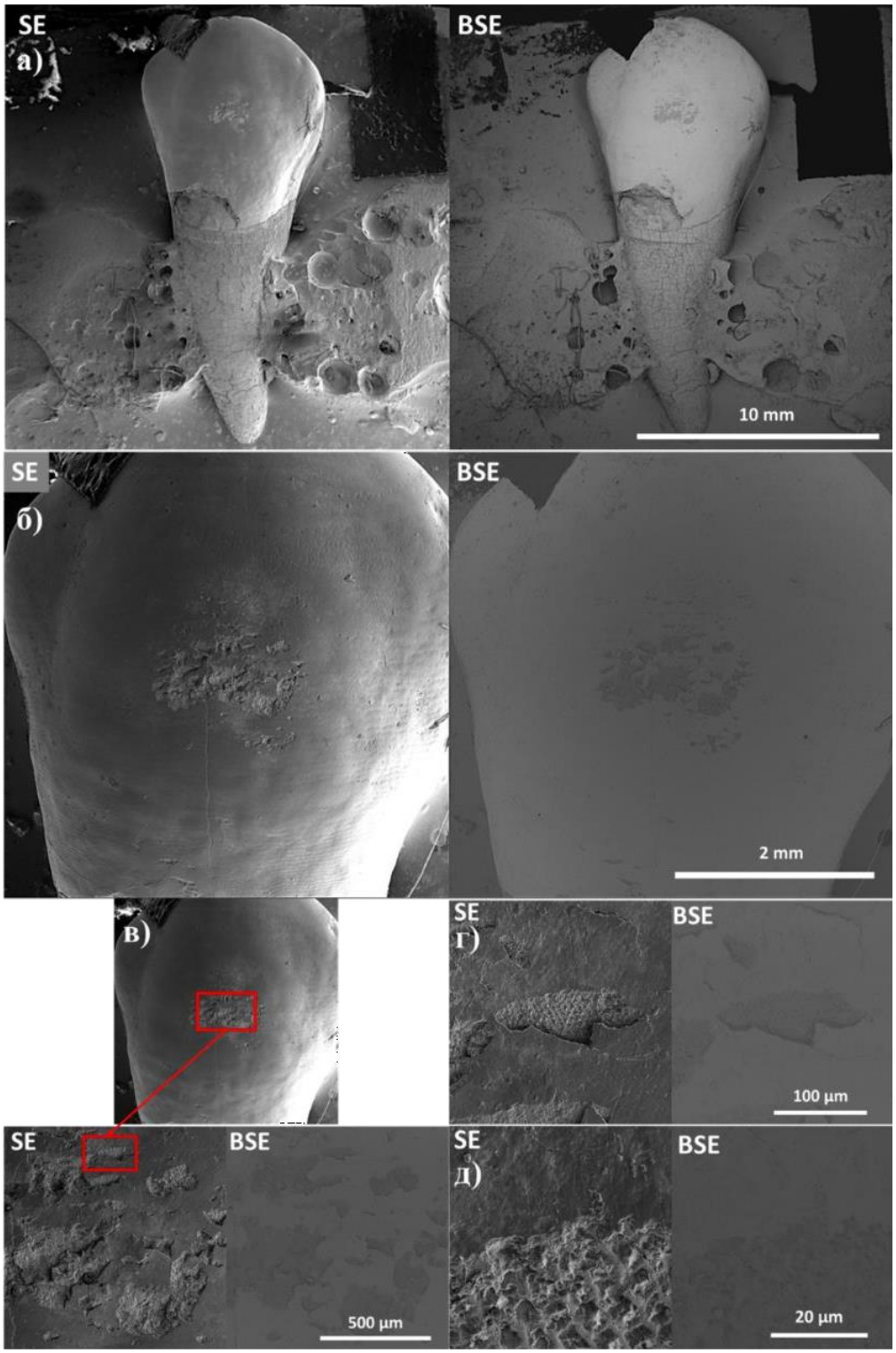


Рисунок 21 – СЭМ-изображения микроструктуры эмали после кислотного травления, полученные в режимах вторичных (SE) и обратно рассеянных (BSE) электронов: а) – поле зрения 10 мм, б) – поле зрения 2 мм, в) – поле зрения 500 мкм, г) – поле зрения 100 мкм, д) – поле зрения 20 мкм

Боковые изображения кислотно-травлёных образцов подтвердили наличие вертикальной глубины травления, с чётко выраженными ступенчатыми эрозионными профилями между соседними слоями эмали (Рисунок 22). Неравномерность глубины предполагает, что время воздействия кислоты и качество смывания могут способствовать избыточному травлению в клинических условиях, особенно на изогнутых или неровных поверхностях. Это согласуется с данными о значительной глубине проникновения кислотного травления в эмаль [6] и о повышенной восприимчивости эмали к образованию белых пятен при травлении, выходящем за пределы площади основания брекета [46].

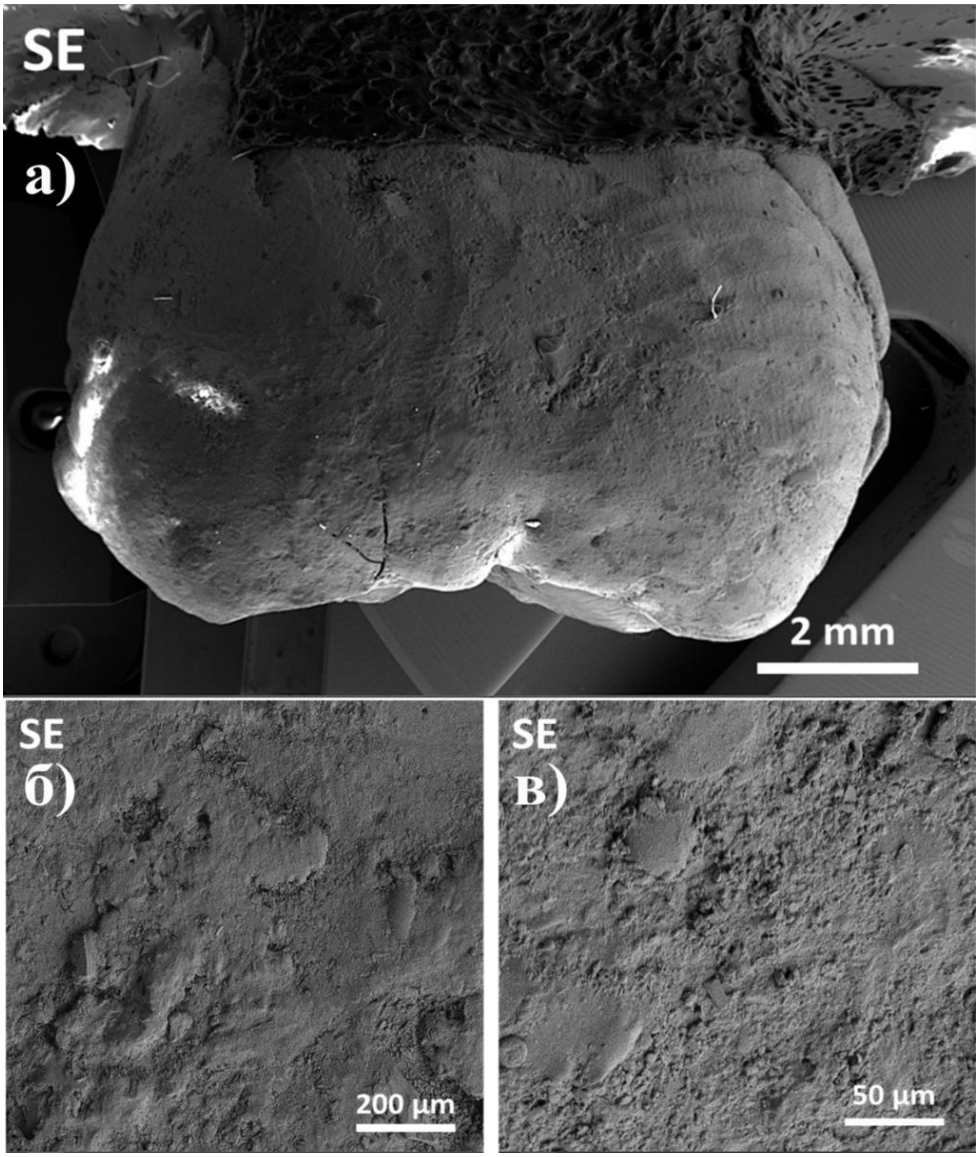


Рисунок 22 – Боковые изображения микроструктуры кислотно-травлёных образцов, полученные в режиме вторичных (SE) электронов: а) – поле зрения 2 мм; б) – поле зрения 200 мкм; в) – поле зрения 50 мкм

Сканирующая электронная микроскопия выявила принципиальные различия в морфологии эмали после лазерной обработки по сравнению с кислотным травлением, как показано на рисунке 23. Поверхность, обработанная лазером, демонстрировала значительно более однородный и контролируемый рельеф [5].

При малом увеличении (рисунок 23а) наблюдалась характерная волнообразная структура с системой параллельных микроборозд глубиной 0.8–1.2 мкм, точно повторяющих траекторию сканирования лазерного луча. По данным оптической профилометрии шероховатость обработанной лазером поверхности составила Sa = 0,90–1,08 мкм. Такая микроструктура является результатом гидрокинетического абляционного механизма, характерного для данного типа лазеров [5].

При среднем увеличении (рисунки 23б и 23в) поверхность эмали сохраняла равномерную структуру с неглубокими углублениями глубиной 2–5 мкм, без признаков грубой деструкции эмалевых призм. Четко прослеживались границы между обработанными и интактными участками, что свидетельствует о контролируемости процесса. Особенно важно отметить, что лазерная обработка приводит к меньшему количеству поверхностных дефектов по сравнению с методом кислотного травления, что подтверждает ее преимущества в плане щадящего воздействия на ткани зуба [5].

На максимальном увеличении (рисунки 23г и 23д) поверхность демонстрировала гладкие переходы между микрорельефными элементами без признаков термического повреждения – трещин, карбонизации или других деструктивных изменений. Равномерное распределение микроудерживающих зон диаметром 3–5 мкм по всей обработанной поверхности указывает на корректный подбор параметров лазерного воздействия (средняя мощность 2 Вт, частота 50 Гц, энергия импульса 40 мДж, продолжительность экспозиции 20 с). Эффективность применяемой системы водно-воздушного охлаждения подтверждается отсутствием признаков перегрева тканей [5].

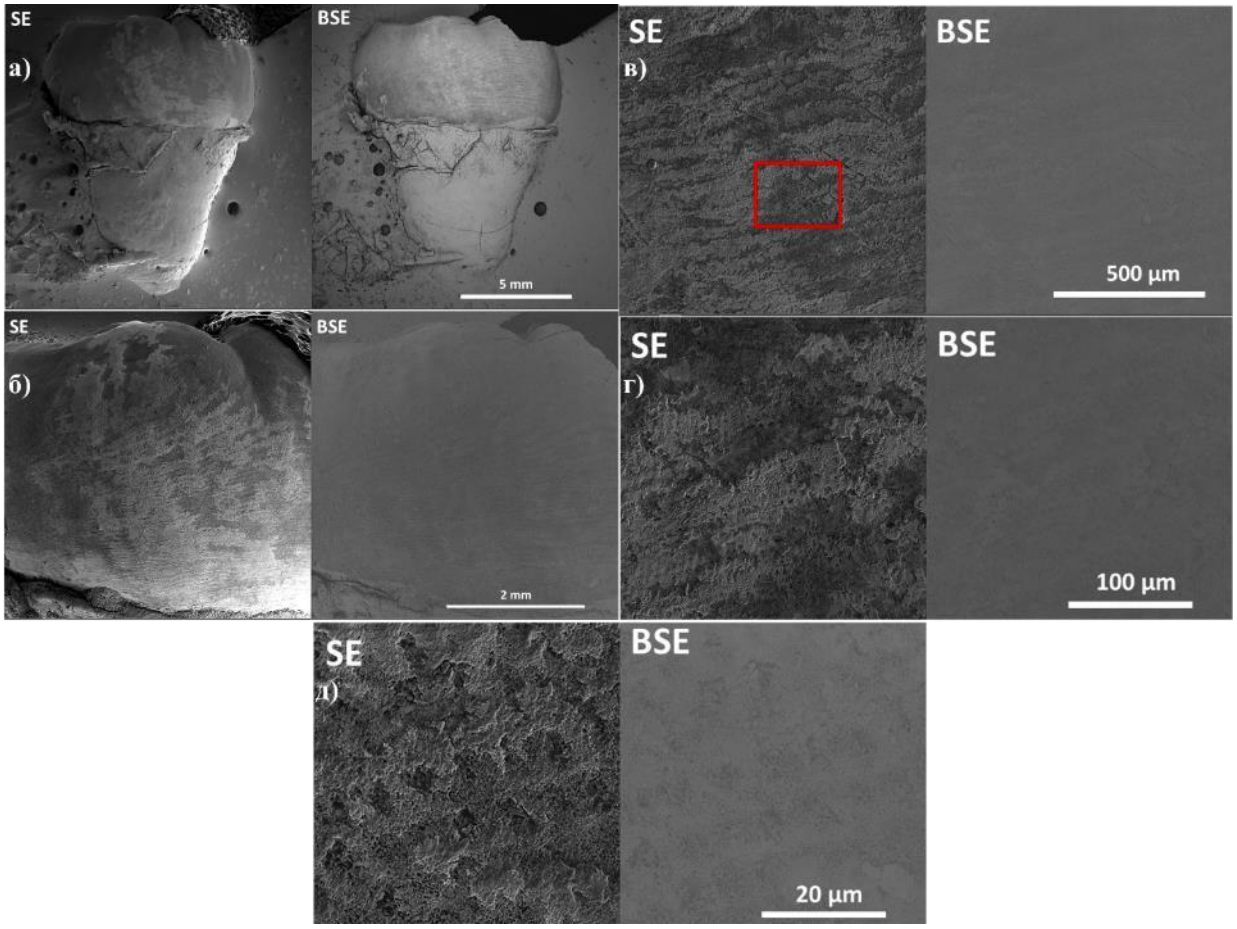


Рисунок 23 – СЭМ-изображения микроструктуры эмали после лазерного воздействия, полученные в режимах вторичных (SE) и обратно рассеянных (BSE) электронов: а) – поле зрения 5 мм; б) – поле зрения 2 мм; в) – поле зрения 500 мкм; г) – поле зрения 100 мкм; д) – поле зрения 20 мкм

Исследование структуры боковой поверхности зуба так же не выявило значительных повреждений, обеспечивая контролируемую глубину модификации, не превышающую 5 мкм (рисунок 24). Поверхностный слой эмали играет важную роль в процессах де- и реминерализации, выступая в качестве своеобразного «барьера» для деминерализации и платформы для рекристаллизации минеральных компонентов [27]. Сохранение этого слоя при лазерной обработке создает благоприятные условия для последующей реминерализации, что, однако, требует подтверждения в клинических исследованиях. Полученные данные согласуются с современными представлениями о щадящих методах подготовки эмали и открывают новые перспективы для развития минимально инвазивной ортодонтии [5].

Можно предположить, что сохранение поверхностной структуры эмали будет способствовать более эффективному восстановлению минерального баланса после ортодонтического вмешательства; это предположение требует клинической проверки. В целом полученные данные согласуются с современными концепциями минимально инвазивного подхода в стоматологии [5]. Они подчеркивают преимущества лазерной обработки как метода, позволяющего сочетать достаточную эффективность подготовки поверхности с максимальным сохранением её анатомо-химической целостности, и открывают дополнительные перспективы для дальнейшего развития щадящих технологий в ортодонтии.

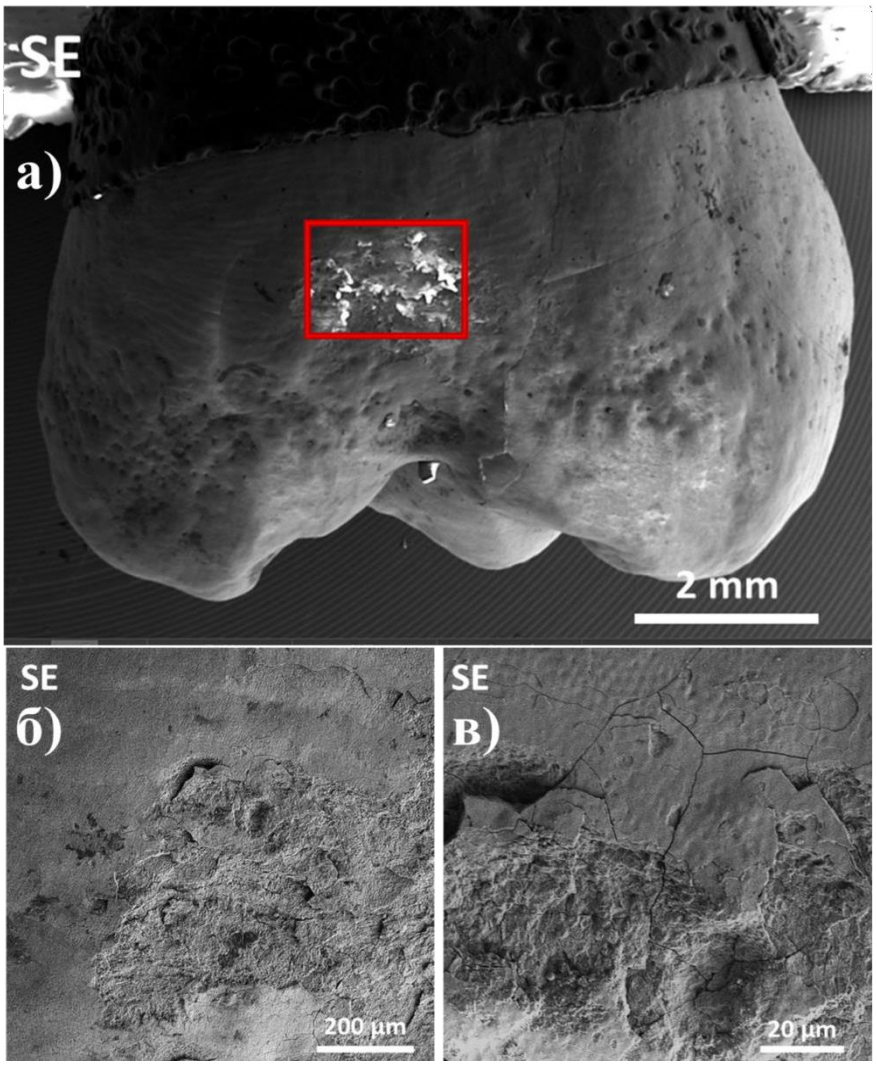


Рисунок 24 – Боковые изображения микроструктуры эмали после лазерного воздействия, полученные в режиме вторичных (SE) электронов: а) – поле зрения 2 мм, б) – поле зрения 200 мкм, в) – поле зрения 20 мкм

Результаты анализа с помощью энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии выявили заметные различия в химическом составе эмали после применения кислотного и лазерного методов обработки. Наиболее выраженные изменения наблюдались в образцах, обработанных 37 % фосфорной кислотой, что наглядно отражено в таблице 1. Исследование показало значительное снижение содержания основных минеральных компонентов – кальция (Ca) и фосфора (P), которые являются структурной основой гидроксиапатита. Потеря кальция по сравнению с интактной эмалью составляла от 29 до 54 %, что согласуется с механизмом кислотного растворения гидроксиапатита [5, 27].

Параллельно отмечалось существенное увеличение концентрации углерода (C) – в 1,9–3,7 раза, до 39,9–41,9 % в зонах 4 и 5. Такие изменения элементного состава могут быть связаны с остаточным присутствием органических веществ либо с поверхностным загрязнением, возникшим после воздействия кислоты [5].

После кислотного травления массовая доля кислорода не снижалась, а возрастала: с 33,17 % в интактной эмали (зона 1) до 38,81 % в протравленной эмали и её более глубоком слое (зоны 2 и 3), 37,70 % в сильно деминерализованной области (зона 4) и 34,73 % в деструктивно изменённой эмали (зона 5) (таблица 1). Одновременно доля углерода увеличивалась в 1,9 (зона 2), 2,2 (зона 3) и 3,5–3,7 раза (зоны 4 и 5). В зонах 4 и 5 содержание фосфора снизилось примерно на 92 %, а доля кислорода сохранилась высокой. Следовательно, значительная часть кислорода в этих участках связана не с фосфатными группами гидроксиапатита, а с органической составляющей, карбонатами и/или адсорбированными загрязнениями.

В протравленной эмали содержание Ca и P снижалось пропорционально: на 29 и 28 % в зоне 2 и на 36 и 35 % в зоне 3. Соотношение Ca/P при этом не отличалось от интактной эмали: 2,04 и 2,08 по массе (1,58 и 1,61 мольн.) против 2,08 (1,61) в зоне 1 при стехиометрическом значении для гидроксиапатита 2,16 (1,67). Такая картина соответствует конгруэнтному растворению минеральной фазы: глубина деминерализации нарастает, а стехиометрия остаточного апатита сохраняется.

В зонах 4 и 5 содержание фосфора снижалось до 1,46 и 1,37 %, тогда как кальция – до 16,90 и 22,87 % (на 54 и 37 % соответственно). Вследствие этого соотношение Ca/P возрастало до 11,6 и 16,7 по массе (8,9 и 12,9 мольн.), что несовместимо со стехиометрией гидроксиапатита. Это указывает на разрушение фосфатного каркаса минеральной фазы как химический маркер выраженной деминерализации и деструкции эмали. Однако высокая доля углерода в этих зонах (41,94 и 39,88 %) свидетельствует о значительном вкладе органического и/или загрязняющего слоя в анализируемый объём. Поэтому абсолютные значения Ca/P в зонах 4 и 5 следует интерпретировать с осторожностью, особенно в зоне 5, где при практически полной потере фосфора сохраняется относительно высокое содержание кальция [5].

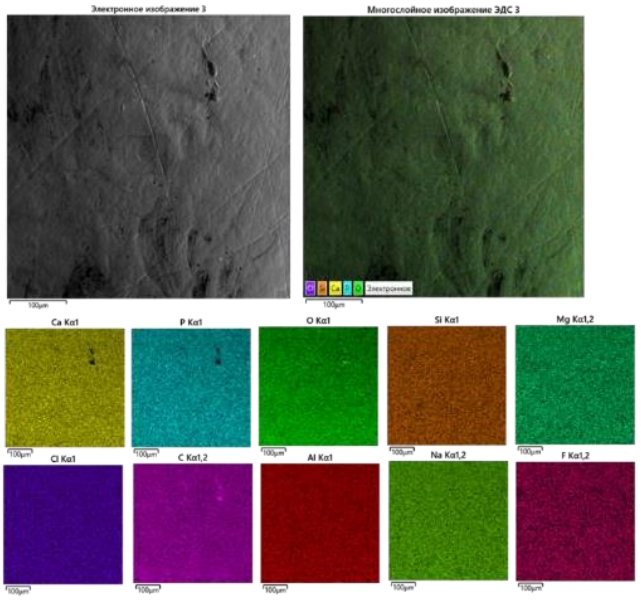
Поскольку массовые доли элементов при ЭДС нормируются на 100 %, увеличение доли углерода и кислорода само по себе снижает относительные доли Ca и P. Соотношение Ca/P от нормировки не зависит и является более надёжным показателем. Таким образом, кислотное травление вызывает выраженную деминерализацию эмали. В протравленном слое (зоны 2 и 3) она проявляется пропорциональной потерей кальция и фосфора, а в сильно деминерализованных и деструктивно изменённых участках (зоны 4 и 5) – преимущественной потерей фосфора. Оценка изменений кристаллической структуры апатита выходит за рамки возможностей ЭДС и требует применения рентгеновской дифрактометрии или колебательной спектроскопии.

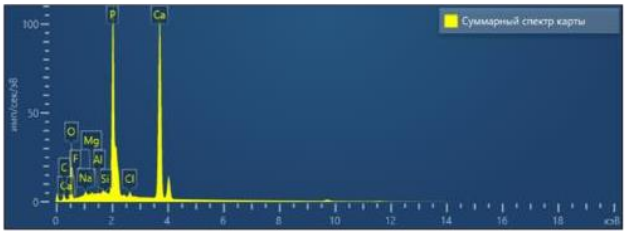
Содержание элементов-примесей изменялось разнонаправленно (таблица 1). Доли Mg (0,13–0,22 %) и Na (0,37–0,44 %) во всех зонах оставались на уровне интактной эмали (0,15 и 0,44 % соответственно), что не подтверждает их избирательного вымывания. Напротив, содержание ионов, локализованных преимущественно в поверхностном слое эмали и в каналах апатитовой решётки, существенно снижалось. Доля Cl уменьшилась на 26–31 % в зонах 2 и 3 и на 84–85 % в зонах 4 и 5. Доля F снизилась с 0,17 % в интактной эмали до 0,11 % в зоне 3 и до 0,02–0,03 % в зонах 4 и 5. Потеря этих ионов параллельно с потерей фосфора согласуется с разрушением апатитной фазы в сильно деминерализованных и

деструктивно изменённых участках. Доли Si и Al после травления, напротив, возрастали: Si – с 0,05 до 0,34–1,16 %, Al – с 0,07 до 0,12–0,16 %. Эти элементы не входят в состав эмали в сколько-нибудь значимых количествах. Поэтому их появление, вероятно, отражает поверхностное загрязнение, в частности остатки загустителя травильного геля (как правило, на основе диоксида кремния) и/или абразивного материала, использованного при подготовке образцов [5].

Выявленные изменения обосновывают необходимость строгого соблюдения протокола кислотного травления (концентрации кислоты, времени экспозиции и площади обработки) при подготовке эмали к фиксации брекетов.

Элементные карты, представленные на рисунке 25, наглядно демонстрируют пространственное распределение выявленных изменений. Особенно показательны зоны, где низкое значение Ca/P коррелирует с высоким содержанием углерода, что может служить маркером избыточной деминерализации эмали [5].





Элемент	Тип линии	Вес %	Сигма вес %	Атом. %
C	K-серия	11.24	0.13	20.60
O	K-серия	33.17	0.09	45.63
F	K-серия	0.17	0.04	0.20
Na	K-серия	0.44	0.01	0.42
Mg	K-серия	0.15	0.01	0.13
Al	K-серия	0.07	0.01	0.05
Si	K-серия	0.05	0.01	0.04
P	K-серия	17.54	0.04	12.46
Cl	K-серия	0.62	0.01	0.39
Ca	K-серия	36.55	0.08	20.07
Всего		100.00		100.00

Рисунок 25 – Типовые результаты энергодисперсионного рентгеноспектрального (EDX) анализа, полученные в рамках изучения интактной (контрольной) эмали после проведения кислотного травления

Таблица 1 – Результаты энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии различных зон анализа после проведения стадии кислотного травления

Элемент	Тип линии	Зона 1	Зона 2	Зона 3	Зона 4	Зона 5
		Вес, %				
C	K-серия	11.24	20.80	24.49	41.94	39.88
O		33.17	38.81	38.81	37.70	34.73
F		0.17	0.25	0.11	0.03	0.02
Na		0.44	0.44	0.44	0.37	0.41
Mg		0.15	0.13	0.16	0.22	0.15
Al		0.07	0.12	0.16	0.12	0.14
Si		0.05	0.34	0.52	1.16	0.35
P		17.54	12.70	11.32	1.46	1.37
Cl		0.62	0.46	0.43	0.10	0.09
Ca		36.55	25.96	23.56	16.90	22.87

Примечание: где Зона 1 – интактная (контрольная) эмаль; Зона 2 – эмаль после кислотного травления; Зона 3 – более глубокая зона той же кислотно-травлёной поверхности; Зона 4 – сильно деминерализованная область эмали; Зона 5 –деструктивно изменённая эмаль после кислотной обработки.

По данным ЭДС (таблица 2), после лазерной обработки Er,Cr:YSGG массовые доли кальция и фосфора снижались относительно интактной эмали (зона 1). Содержание Ca уменьшилось с 46,22 до 29,35 и 29,10 % в зонах 2 и 3 (на 36–37 %) и до 23,36 и 21,18 % в зонах 4 и 5 (на 49–54 %). Содержание P уменьшилось с 18,91 до 14,34 и 14,26 % (на 24–25 %) и до 12,01 и 11,47 % (на 36-39 %) соответственно. Поскольку кальций терялся в большей степени, чем фосфор, соотношение Ca/P последовательно снижалось: с 2,44 в интактной эмали до 2,05 и 2,04 в зонах 2 и 3 и до 1,95 и 1,85 в зонах 4 и 5 по массе (с 1,89 до 1,58, 1,58, 1,50 и 1,43 в молярном выражении), то есть на 16-24 %. Таким образом, значения Ca/P в обработанных зонах укладываются в диапазон 1,85-2,05 по массе. Однако относительно интактной эмали того же образца соотношение не оставалось стабильным, а закономерно уменьшалось по мере нарастания изменений [5].

Одновременно существенно возрастала доля кислорода: с 26,35 до 42,0 % в зонах 2 и 3 и до 48,2–48,3 % в зонах 4 и 5 (на 59–83 %). Доля углерода также увеличивалась — с 7,13 до 12,74–17,19 % (в 1,8–2,4 раза). Массовые доли

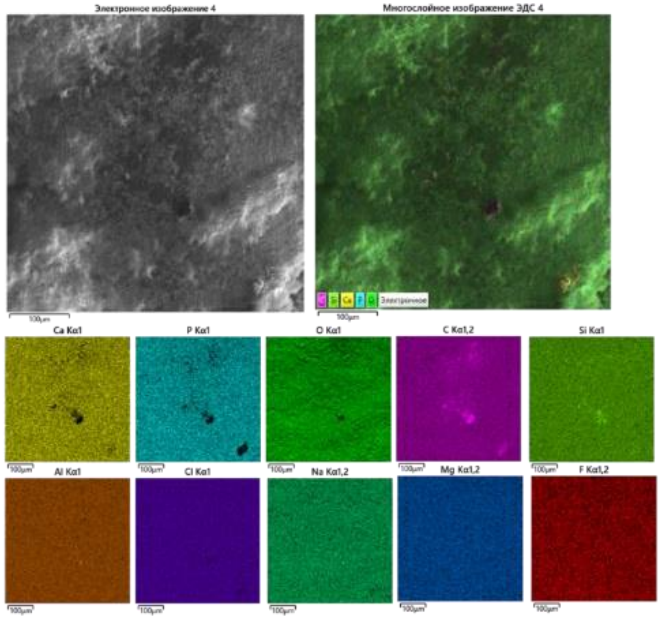
элементов при ЭДС нормируются на 100 %, поэтому увеличение доли кислорода и углерода само по себе снижает относительные доли Ca и P. Следовательно, снижение массовых долей этих элементов отражает не только их потерю, но и изменение состава анализируемого слоя. Рост доли кислорода при одновременном снижении доли фосфора указывает на увеличение содержания кислорода, не связанного с фосфатными группами (гидроксильные группы, адсорбированная вода, карбонатные и органические соединения). Вместе с тем количественное определение лёгких элементов (C, O) методом ЭДС имеет ограниченную точность, и природа этого явления требует уточнения другими методами.

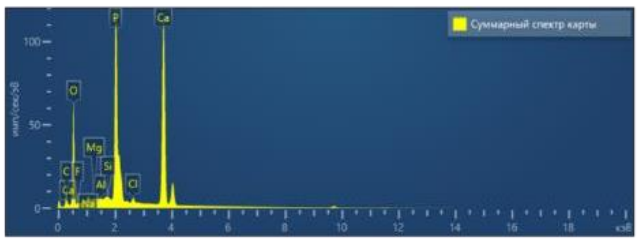
Среди элементов-примесей после лазерной обработки возрастали доли F (с 0,23 до 0,34–0,59 %), Mg (с 0,04 до 0,07–0,11 %), Na (с 0,30 до 0,41–0,45 %) и Si (с 0,08 до 0,12–0,35 %). Доля Cl снижалась на 20–42 % (с 0,69 до 0,40–0,55 %), а Al оставался на исходном уровне (0,03–0,05 %). В отличие от кислотного травления, после которого доля F в зонах 4 и 5 снижалась до 0,02–0,03 %, после лазерной обработки фтор в поверхностном слое сохранялся.

По сравнению с кислотным травлением (таблица 1) различия между методами проявлялись не во всех показателях. Относительная потеря кальция после лазерной обработки (36–54 %) была сопоставима с таковой после кислотного травления (29–54 %), а потеря фосфора в зонах 2 и 3 — близкой (24–25 и 28–35 % соответственно). Принципиальные различия выявлены в зонах 4 и 5. После лазерной обработки содержание фосфора снижалось на 36–39 %, после кислотного травления — примерно на 92 %. Соотношение Ca/P после лазерной обработки умеренно уменьшалось (до 1,85–1,95 по массе), тогда как после кислотного травления резко возрастало (до 11,6–16,7) вследствие разрушения фосфатной составляющей. Доля углерода после лазерной обработки была ниже как в абсолютных значениях (12,74–17,19 против 20,80–41,94 %), так и по кратности прироста в зонах 4 и 5 (в 2,0–2,4 против 3,5–3,7 раза). Доля кислорода, напротив, возрастала значительно сильнее (на 59–83 против 5–17 %).

Таким образом, лазерная обработка Er,Cr:YSGG, как и кислотное травление, сопровождается изменением элементного состава поверхностного слоя эмали,

однако характер этих изменений различается. После лазерного воздействия фосфатная составляющая минеральной фазы сохраняется, и её разрушения, характерного для зон 4 и 5 после кислотного травления, не выявляется. При этом отмечаются преимущественная потеря кальция с умеренным снижением соотношения Ca/P и выраженное увеличение доли кислорода. Поэтому корректно говорить не о сохранении минерального состава эмали, а о менее деструктивном характере его изменений после лазерной обработки. Меньшая выраженность деминерализации эмали после лазерной обработки Er,Cr:YSGG по сравнению с кислотным травлением отмечена и при оценке микротвёрдости [31]. Полученные данные характеризуют типовые карты ЭДС в условиях in vitro; их клиническое значение требует подтверждения [5]. Иллюстрация поверхности эмали после лазерного воздействия представлена на рисунке 26, количественные данные — в таблице 2.





Элемент	Тип линии	Вес %	Сигма вес %	Атом. %
C	K-серия	12.74	0.11	21.47
O	K-серия	42.01	0.08	53.12
F	K-серия	0.34	0.04	0.37
Na	K-серия	0.42	0.01	0.37
Mg	K-серия	0.08	0.01	0.06
Al	K-серия	0.04	0.01	0.03
Si	K-серия	0.13	0.01	0.09
P	K-серия	14.34	0.03	9.37
Cl	K-серия	0.55	0.01	0.31
Ca	K-серия	29.35	0.06	14.81
Всего		100.00		100.00

Рисунок 26 – Типовые результаты энергодисперсионного рентгеноспектрального (EDX) анализа после лазерной обработки Er,Cr:YSGG

Таблица 2 – Результаты энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии различных зон анализа после проведения стадии лазерной обработки Er,Cr:YSGG

Элемент	Тип линии	Зона 1	Зона 2	Зона 3	Зона 4	Зона 5
		Вес, %				
C	K-серия	7.13	12.74	13.10	14.56	17.19
O		26.35	42.01	41.99	48.20	48.32
F		0.23	0.34	0.37	0.49	0.59
Na		0.30	0.42	0.41	0.45	0.42
Mg		0.04	0.08	0.07	0.11	0.11
Al		0.05	0.04	0.05	0.03	0.03
Si		0.08	0.13	0.12	0.35	0.28
P		18.91	14.34	14.26	12.01	11.47
Cl		0.69	0.55	0.53	0.44	0.40
Ca		46.22	29.35	29.10	23.36	21.18
Примечание: где Зона 1 – интактная (контрольная) эмаль; Зона 2 – эмаль после лазерной обработки; Зона 3 – более глубокая зона той же обработанной поверхности; Зоны 4 и 5 – участки с наибольшим относительным снижением содержания Ca и P (выделены по данным ЭДС-картирования, см. раздел 2.1.2).						

На базовых образцах (необработанная эмаль) зафиксированы типичные для человека зубных тканей показатели по содержанию минеральных компонентов – контроль перед проведением разных видов обработки. Кальций содержался от 36% до 46%, фосфор – приблизительно 17-19%. Соотношение Ca/P составляло 2,08–2,44 по массе (1,61–1,89 мольн.), т. е. было близким к стехиометрии гидроксиапатита (2,16 по массе) или несколько превышало её. Углерод обнаружен в небольших количествах (7–11 %), возможно за счет присутствия органического компонента поверхностной части эмали, обеспечивающего ее структурную устойчивость и биохимическую активность.

Сравнение интактной эмали с эмалью после лазерной обработки показало менее деструктивный характер изменений элементного состава, чем после кислотного травления (таблицы 1, 2): фосфатная составляющая сохранялась (снижение содержания P на 24–39 % против приблизительно 92 % в наиболее изменённых участках после кислотного травления), а соотношение Ca/P умеренно снижалось (до 1,85–2,05 по массе), тогда как после кислотного травления в зонах 4

и 5 оно резко возрастало вследствие потери фосфора. Относительная потеря кальция в отдельных зонах была сопоставимой для обоих методов [5].

Для глубокого анализа рельефа поверхности эмали использовалась оптическая профилометрия – построение 3D-карт высотного профиля и вычисление высоты неровностей Sa (мкм). Этот способ дает возможность увидеть структуру микрорельефа в пространстве и подсчитать насколько выражены эти неровности на поверхности - что очень важно при адгезии материалов.

Была проведена оценка разницы между лазерным и кислотным воздействием. Лазерное воздействие показало равномерную поверхность эмали с малой величиной шероховатости (от 0,90 до 1,08 мкм) – что согласуется с данными СЭМ об отсутствии признаков перегрева или разрушения структуры. По результатам построения 3D-карт высот выявлены незначительные изменения рельефа поверхности, что может способствовать равномерному распределению адгезива и снижению концентрации напряжений.

Напротив, при использовании кислотного травления наблюдался значительный рост шероховатости (от 6,46 до 18,42 мкм) с ярко выраженной неровностью поверхности – наличием пиковых выступов, ямок от эрозий и микронакладок. Такие особенности рельефа могут способствовать неравномерному распределению адгезива и сохранению его остатков на эмали после снятия брекетов.

Сопоставление данных профилометрии, СЭМ и ЭДС показало, что лазерная обработка позволяет достигать более управляемого формирования микрорельефа эмали при меньших изменениях ее элементного состава и структуры. Напротив, травление кислотой вызывает сильную деминерализацию и большие изменения в структуре поверхности.

В группе кислотного травления данные ЭДС (таблица 3) продемонстрировали существенное снижение интенсивности пиков Ca и P – основных компонентов минерального каркаса эмали: для кальция – приблизительно на 32 %, для фосфора – на 37 % относительно контрольных

образцов, что свидетельствует о выраженной деминерализации поверхностного слоя.

Анализ результатов профилометрии и ЭДС показал, что после лазерной обработки формируется поверхность эмали с параметрами, благоприятными для адгезии стоматологического материала, при меньшей выраженности деструктивных изменений её структурных элементов, чем после кислотного травления.

Таблица 3 – Интенсивность пиков, полученных в рамках ЭДС анализа

Элемент	**Группа А (кислота)**	**Группа В (лазер)**	**Контроль**	***p*-значение**
Ca	345 ± 21	487 ± 18	504 ± 20	<0.001
P	198 ± 15	294 ± 12	312 ± 11	<0.001
C	174 ± 28	98 ± 17	93 ± 15	<0.001

В выборке обработанных лазером образцов интенсивность пиков кальция и фосфора была близка к контрольной (снижение на 3–6 %: Ca - 487 ± 18 против 504 ± 20 отн. ед.; P - 294 ± 12 против 312 ± 11 отн. ед.), тогда как после кислотного травления снижение составило около 32-37 %. Интенсивность углеродного сигнала в лазерной группе была значительно ниже, чем в кислотной (98 ± 17 против 174 ± 28 отн. ед., $p < 0,001$), и практически не отличалась от контроля (93 ± 15 отн. ед.). Более высокая интенсивность углеродного сигнала после кислотного травления может быть связана с обнажением органической матрицы, остатками травильного геля и/или поверхностными загрязнениями. Следует учитывать, что интегральные интенсивности пиков по группам (таблица 3) и массовые доли элементов в отдельных зонах типовых карт (таблицы 1, 2) получены в разных режимах анализа и напрямую не сопоставимы: в отдельных зонах лазерно обработанной эмали снижение массовой доли Ca и P было более выраженным.

Результаты проведенного спектрального исследования коррелируют с результатами морфологического изучения образцов – при лазерном воздействии структурные и химические изменения эмали выражены в меньшей степени, для образца после обработки кислотой характерна большая степень разрушения поверхности и изменение ее химического состава.

Для сравнительного описания групп в настоящей работе предложены два расчётных вспомогательных показателя, объединяющих данные ЭДС. Индекс деминерализации (ID) построен так, чтобы его значение возрастало при снижении массовой доли кальция (слагаемое 100 − %Ca), при увеличении содержания углерода как маркера органической составляющей и/или поверхностного загрязнения (слагаемое %C) и при снижении соотношения Ca/P (знаменатель); таким образом, более высокие значения ID соответствуют более выраженным признакам деминерализации [5]. Весовые коэффициенты слагаемых не подбирались (приняты равными единице), поэтому ID является условной безразмерной величиной, пригодной только для сравнения групп внутри одной серии измерений.

$$ID = (100 - \%Ca + \%C) / (CaP) \quad (2)$$

На основании результатов, представленных в таблице 4, сделан вывод о том, что полученные количественные показатели отличаются друг от друга. Для группы с кислотным травлением показатель ID — это 76,3; для группы с лазером – 54,9 (примерно в 1,4 раза больше); по отношению к интактной эмали показатель составляет 45,2 (разница примерно в 1,7 раз). Данная тенденция согласуется с более выраженной потерей минерального компонента после кислотного травления (статистическое сравнение значений индексов не проводилось).

Индекс минеральной стабильности (MSI) представляет собой отношение суммарной массовой доли основных минеральных элементов (Ca + P) к массовой доле углерода и, следовательно, возрастает при относительном преобладании минеральной фазы над органической составляющей / поверхностным загрязнением. MSI описывает только соотношение элементов в анализируемом слое и непосредственно не характеризует механическую стойкость эмали или её устойчивость к факторам полости рта.

$$MSI = (\%Ca + \%P) / \%C \quad (3)$$

Показатели индекса минеральной стабильности (MSI) для группы кислотного травления резко снизились — примерно в 2,6 раза относительно

контрольных значений (с 4,57 до 1,79; таблица 4). А вот у образцов после лазерной обработки снижение этого параметра было менее выраженным – MSI снизился с 4,57 до 3,29 (примерно на 28 %). Такая разница согласуется с меньшей выраженностью изменений элементного состава эмали после лазерного воздействия; выводы о механической стойкости эмали или её устойчивости к внешним воздействиям на основании MSI не делаются.

В настоящей выборке оба индекса – деминерализации и минеральной стабильности – различались между группами в направлении, согласующемся с исходными данными ЭДС; их чувствительность и специфичность не оценивались. Оба индекса являются расчётными показателями, предложенными и апробированными в рамках настоящего исследования на основе собственных данных ЭДС; формальная валидация этих индексов (сопоставление с независимым эталонным методом оценки деминерализации, оценка воспроизводимости и разброса на независимой выборке) в рамках данной работы не проводилась. В связи с этим на текущем этапе индексы ID и MSI следует рассматривать как вспомогательные расчётные показатели для сравнения групп настоящей выборки, а не как валидированные клинические критерии; их применение в клинической практике требует отдельного валидационного исследования. Кроме того, поскольку ID и MSI являются математическими комбинациями тех же показателей ЭДС (%Ca, %P, %C, Ca/P), они не являются независимыми критериями и не несут информации сверх исходных данных; статистическое сравнение значений индексов между группами не проводилось.

Таблица 4 – Расчётные индексы деминерализации и минеральной стабильности по ЭДС-данным

Группа	**Индекс деминерализации (ID)**	**Индекс стабильности минералов (MSI)**
A (кислота)	76.3	1.79
B (лазер)	54.9	3.29
Контроль	45.2	4.57

Следует отметить, что предложенные индексы не являются единственными количественными показателями деминерализации эмали: в литературе описан ряд

устоявшихся методов, с которыми их необходимо сопоставлять. Наиболее распространённым химическим показателем, получаемым методом ЭДС (в том числе в настоящей работе), остаётся соотношение Ca/P, отражающее стехиометрию гидроксиапатита (теоретическое значение – 1,67 в молярном и около 2,16 в массовом выражении).

Одним из наиболее информативных и широко принятых методов количественной оценки потери минерала в лабораторных исследованиях де- и реминерализации является поперечная микрорадиография (transverse microradiography, TMR). Она позволяет определить интегральную потерю минерала (ΔZ, об.%·мкм) и глубину поражения [12].

Широко применяется также измерение микротвёрдости эмали: относительной потери поверхностной микротвёрдости (%SMHL) и микротвёрдости на поперечных срезах. Featherstone et al. (1983) показали тесную связь профилей микротвёрдости с содержанием минерала по данным количественной микрорадиографии [22].

Именно по микротвёрдости оценивалась устойчивость эмали к деминерализации после обработки лазерами Er,Cr:YSGG и Er:YAG в исследовании Mollabashi V. et al. (2019) [31].

Концептуальным аналогом индекса MSI, отражающим соотношение минеральной и органической фаз, служит отношение «минерал/матрикс» (mineral-to-matrix ratio). Его рассчитывают по данным ИК-Фурье- и рамановской спектроскопии как отношение интенсивностей полос фосфата и амида I; показатель валидирован на модельных соединениях и костной ткани [63] и применяется преимущественно для кости и дентина.

В отличие от перечисленных показателей, индексы ID и MSI рассчитываются по данным ЭДС, характеризуют лишь тонкий поверхностный слой, чувствительны к поверхностному углеродному загрязнению и в настоящей работе не сопоставлялись с данными микрорадиографии, микротвёрдости или колебательной спектроскопии. Такое сопоставление — необходимое условие их валидации и направление дальнейших исследований.

3.2. Результаты механических испытаний

В результате проведения механических испытаний было показано, что вне зависимости от типа травления и разновидности используемых адгезивов разрушение зоны контакта между зубом и брекетом происходило хрупко с минимальными пластическими деформациями, как показано на рисунках 27 и 28 [1].

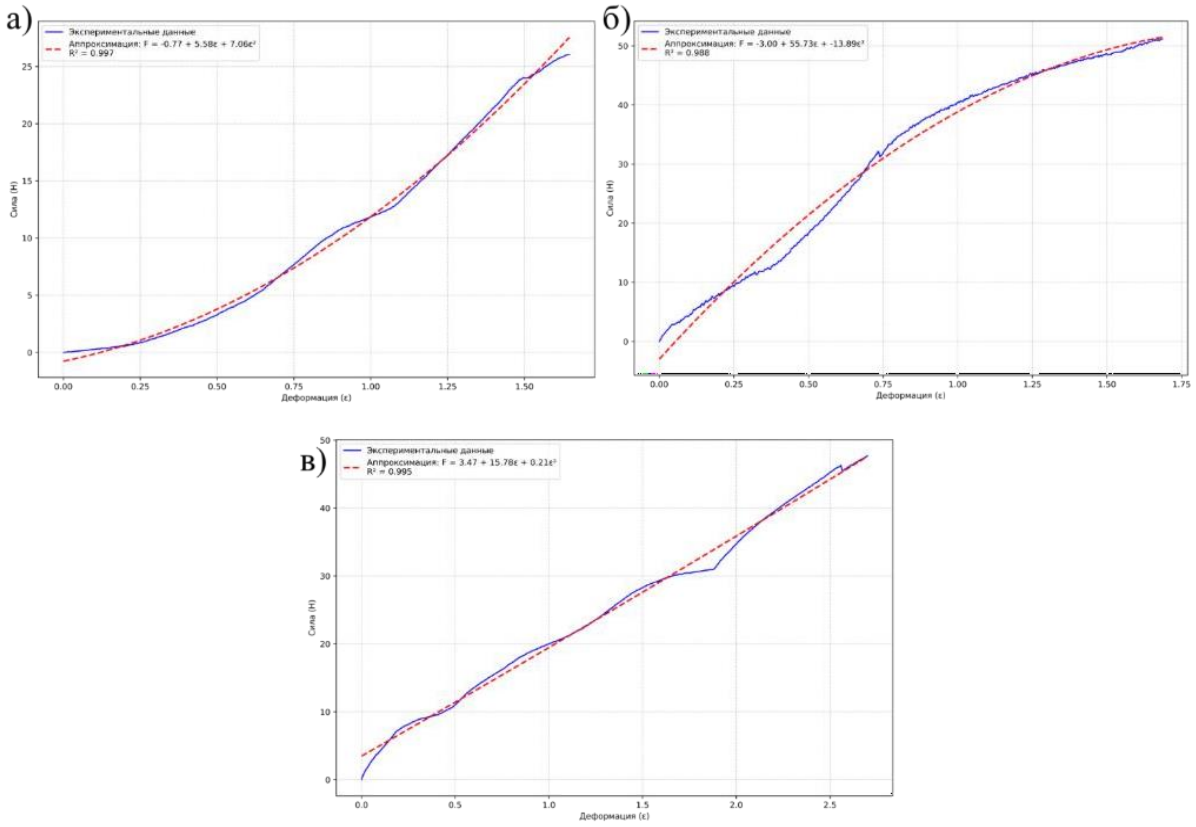


Рисунок 27 – Типовые графические иллюстрации зависимостей нагрузка-деформация для зубов, прошедших стадию кислотного травления эмали: а) – GC Ortho Connect (JPN); б) – Компофикс ОРТО (RF); в) – Enlight (USA)

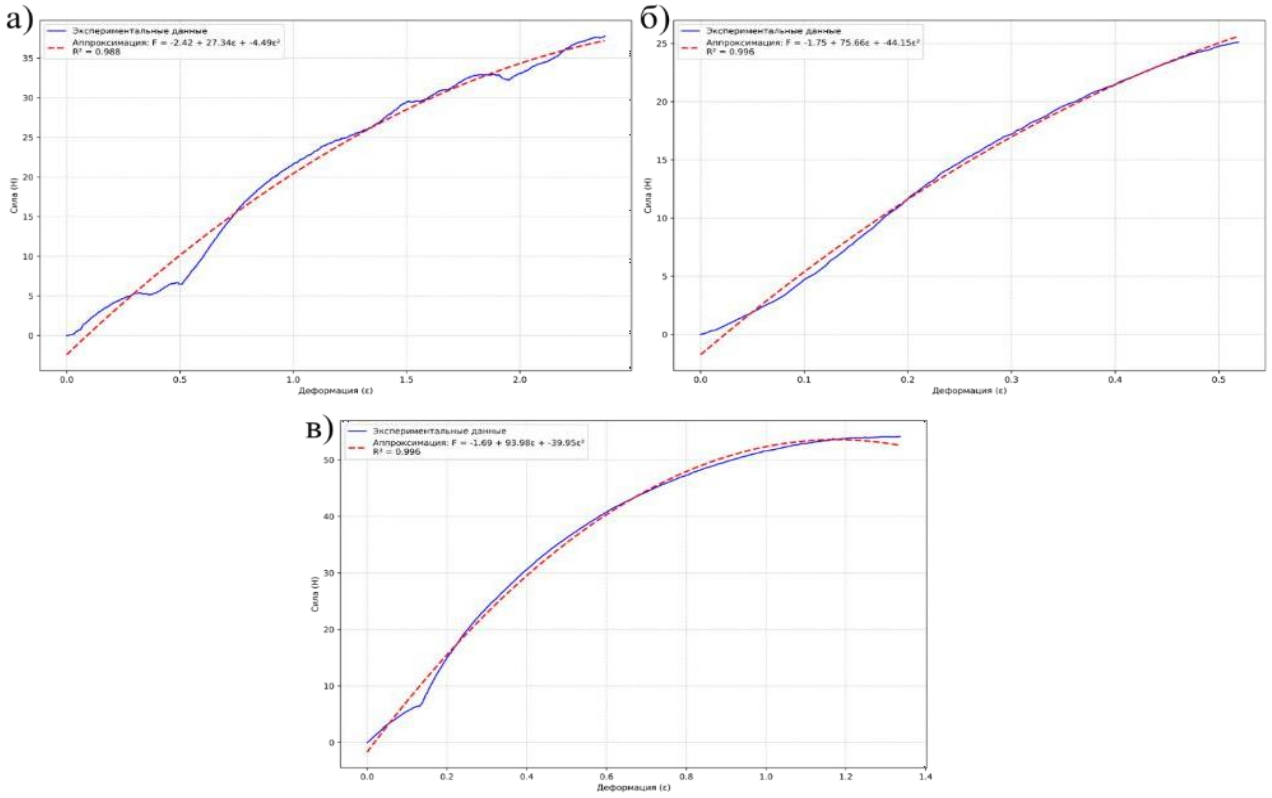


Рисунок 28 – Типовые графические иллюстрации зависимостей нагрузка-деформация для зубов, прошедших стадию лазерного травления эмали: а) – GC Ortho Connect (JPN); б) – Компофикс OPTO (RF); в) – Enlight (USA)

Данные описательной статистики для выборок, относящихся к различным типам травления эмали, а также используемых ортодонтических адгезивов представлены в таблице 5.

Таблица 5 – Данные описательной статистики для всех групп исследования

Тип травления	Материал	Предельное усилие сдвига, Н	
		$\bar{X}$	σ
37%-я фосфорная кислота	GC Ortho Connect, JPN	31,04	3,26
	Компофикс OPTO, RF	35,54	3,49
	Enlight composite, USA	39,74	2,91
Эрбиево-хромовый лазер Er,Cr:YSGG	GC Ortho Connect, JPN	31,09	3,01
	Компофикс OPTO, RF	18,72	1,52
	Enlight composite, USA	50,03	1,65
Примечание: где $\bar{X}$ – выборочное среднее; σ – стандартное отклонение выборки.			

Согласно результатам однофакторного дисперсионного анализа с использованием апостериорного теста (post-hoc) Бонферрони, детально отображенным в таблицах 6 и 7, были выявлены статистически значимые различия

средних значений предельных сдвиговых усилий, направленных от коронковой к корневой части зуба, для различных адгезивных систем и типов травления, соответственно [1].

Таблица 6 – Результаты проведения однофакторного дисперсионного анализа для различных групп травления

		Сумма квадратов	*df*	Средний квадрат	*F*	*p*-value
37 % фосфорная кислота	Между группами	567,516	2	283,758	27,213	0,000
	Внутри групп	437,948	42	10,427		
	Всего	1005,465	44			
Эрбиево-хромовый лазер	Между группами	7460,176	2	3730,088	794,745	0,000
	Внутри групп	197,124	42	4,693		
	Всего	7657,300	44			
Примечание: где df – значение степеней свободы; F – значение тестовой статистики; p-value – вероятность получения такого или еще большего значения тестовой статистики.						

Группа, соответствующая травлению эмали ортофосфорной кислотой (ANOVA: $F = 27{,}213$, $p < 0{,}001$) демонстрировала статистически значимые различия между всеми используемыми адгезивами. Максимальное среднее значение сдвигового усилия соответствовало адгезиву Enlight (39,74 ± 2,91 Н); средние значения для адгезивов Компофикс ОРТО (35,54 ± 3,49 Н) и GC Ortho Connect (31,04 ± 3,26 Н) были статистически значимо ниже – на 10,6 % ($p = 0{,}003$) и 21,9 % ($p < 0{,}001$) соответственно. В данном случае минимальное среднее значение сдвигового усилия показано для ортодонтического фиксационного материала GC Ortho Connect, которое также статистически значимо отличалось от значений, полученных для материала Компофикс ОРТО ($p = 0{,}001$) [1].

В случае лазерного травления также показаны статистически значимые межгрупповые различия (ANOVA: $F = 794{,}745$, $p < 0{,}001$). Минимальное среднее значение сдвигового усилия соответствовало случаю, когда в качестве адгезионного материала использовался Компофикс ОРТО – 18,72 ± 1,52 Н. Аналогично случаю кислотного травления, максимальное среднее значение

сдвигового усилия показано для адгезионного материала Enlight (50,03 ± 1,65 Н); средние значения для Компофикс OPTO и GC Ortho Connect были ниже на 62,6 % и 37,9 % соответственно ($p < 0,001$ в обоих случаях) [1].

Графическое представление распределения значений в выборках анализа представлено на рисунке 29.

Таблица 7 – Результаты проведения апостериорного теста с поправкой Бонферрони

Зависимая переменная	(I) Адгезив	(J) Адгезив	Средняя разность (I-J)	*p*-value	95 % доверительный интервал	
					Нижняя граница	Верхняя граница
37 % фосфорная кислота	JPN	RF	-4,49556*	0,001	-7,4359	-1,5552
		USA	-8,69713*	0,000	-11,6374	-5,7568
	RF	JPN	4,49556*	0,001	1,5552	7,4359
		USA	-4,20156*	0,003	-7,1419	-1,2612
	USA	JPN	8,69713*	0,000	5,7568	11,6374
		RF	4,20156*	0,003	1,2612	7,1419
Эрбиево-хромовый лазер	JPN	RF	12,36961*	0,000	10,3969	14,3423
		USA	-18,94012*	0,000	-20,9128	-16,9675
	RF	JPN	-12,36961*	0,000	-14,3423	-10,3969
		USA	-31,30974*	0,000	-33,2824	-29,3371
	USA	JPN	18,94012*	0,000	16,9675	20,9128
		RF	31,30974*	0,000	29,3371	33,2824
Примечание: *Средняя разность значима на уровне 0.05.						

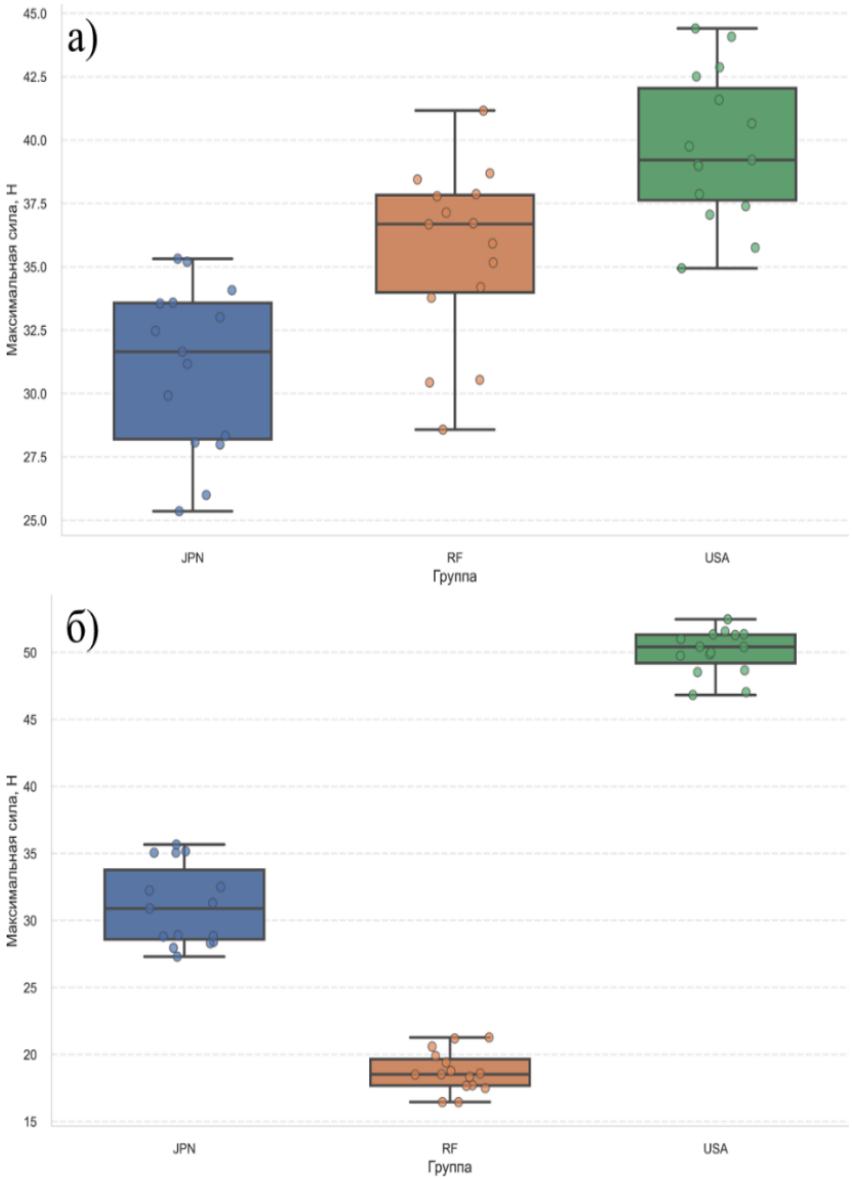


Рисунок 29 – Графическое распределение значений предельных сдвиговых усилий, рассчитанных для адгезионных материалов GC Ortho Connect (JPN), Компофикс OPTO (RF) Enlight composite (USA): а) – травление эмали 37% фосфорной кислотой; б) – травление эмали эрбиево-хромовым лазером

Анализ влияния типа травления на предельное сдвиговое усилие показал различные результаты в зависимости от рассматриваемого адгезивного материала. Итоги парных сравнений с использованием t-критерия для независимых выборок представлены в таблице 8 [1].

Статистически значимых различий не было выявлено (t = -0,040, p-value = 0,968) между средними значениями сдвиговых усилий для материала GC Ortho Connect, JPN. Процентное различие средних значений составило менее 0,17 % (37% фосфорная кислота: 31,04±3,26 Н; эрбиево-хромовый лазер: 31,09±3,01 Н) [1].

Значимое ухудшение адгезионного контакта было показано для материала марки Компофикс ($t = 17{,}116$, $p < 0{,}001$): после лазерной обработки среднее значение сдвигового усилия было ниже, чем после кислотного травления, на 16,82 Н (47,33 %) [1].

Использование лазерного травления зубной эмали привело к значимому росту ($t = -11{,}899$, $p < 0{,}001$) адгезионного контакта при исследовании материала Enlight и росту среднего сдвигового усилия от $39{,}74 \pm 2{,}91$ до $50{,}03 \pm 1{,}65$ Н (25,90 %) [1].

Графическое представление распределения значений усилий сдвига для каждой группы анализа проиллюстрировано посредством использования ящичных диаграмм на рисунке 30.

В данном случае, отсутствие общего тренда к изменению степени адгезии системы «зуб-адгезив-брекет» по-видимому, связано с особенностями состава и структуры данных материалов и требует дальнейшего материаловедческого анализа [1].

Таблица 8 – Результаты статистического анализа влияния типа обработки эмали на предельные сдвиговые усилия с использованием *t*-критерия для независимых выборок [1]

		Критерий равенства дисперсий Ливиня		*t*-критерий для равенства средних				
		F	*p*-value	*t*	df	*p*-value	95 % доверительный интервал для разности	
							Нижняя	Верхняя
JPN	Предполагаются равные дисперсии	0,100	0,754	-0,040	28	0,968	-2,39161	2,29896
	Не предполагаются равные дисперсии			-0,040	27,824	0,968	-2,39228	2,29963
RF	Предполагаются равные дисперсии	7,428	0,011	17,116	28	0,000	14,80601	18,83170
	Не предполагаются равные дисперсии			17,116	19,104	0,000	14,76292	18,87478
USA	Предполагаются равные дисперсии	4,943	0,034	-11,899	28	0,000	-12,06058	-8,51806
	Не предполагаются равные дисперсии			-11,899	22,162	0,000	-12,08184	-8,49680

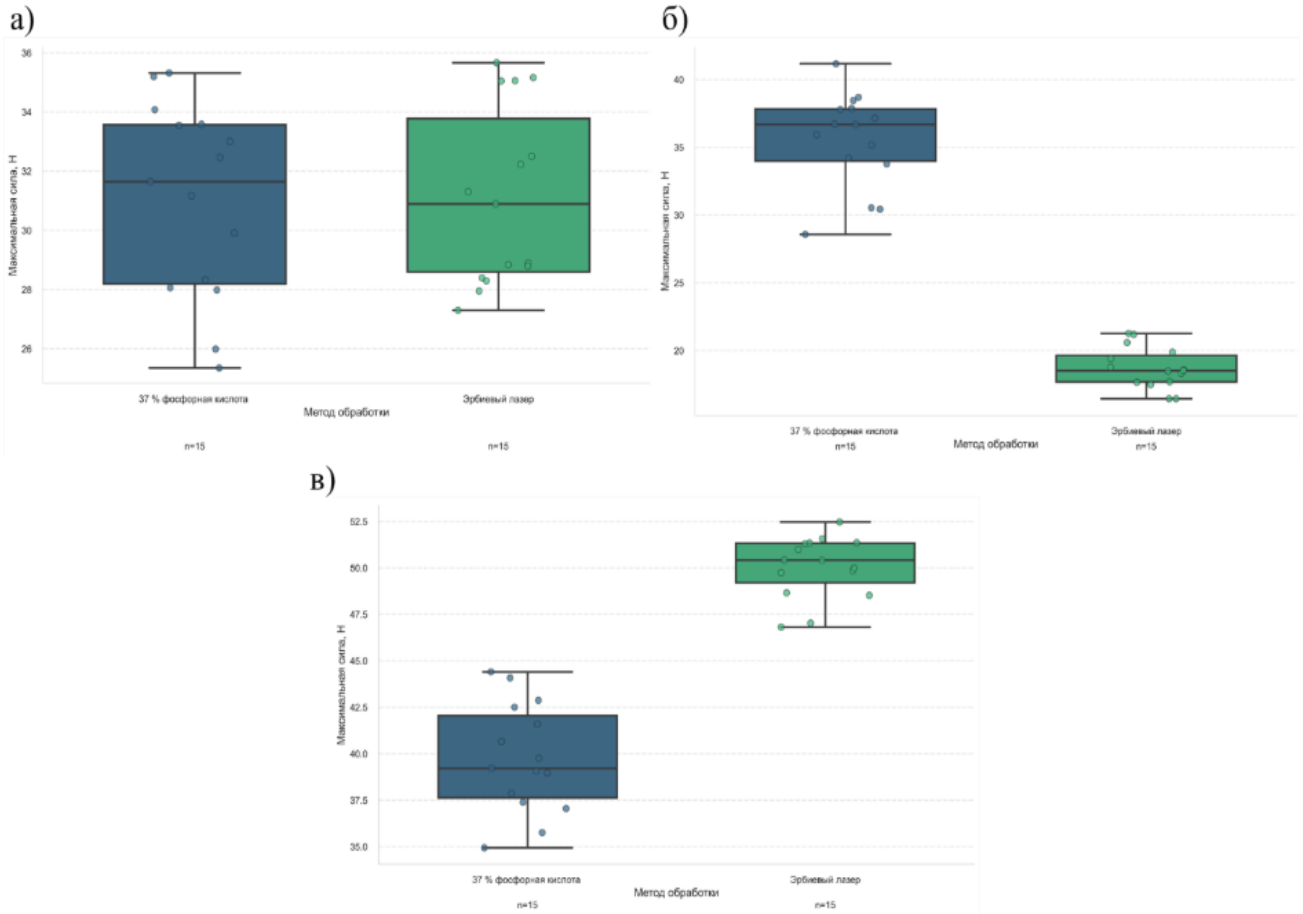


Рисунок 30 – Графическое распределение значений предельных сдвиговых усилий, рассчитанных для различных типов обработки эмали: а) – GC Ortho Connect (JPN), б) – Компофикс OPTO (RF), в) – Enlight composite (USA)

Пересчёт предельного сдвигового усилия на площадь базы брекета (таблица 9) не изменил соотношения между группами и статистической значимости межгрупповых различий.

При кислотном травлении максимальная прочность адгезионного соединения зарегистрирована для адгезива Enlight (4,35 ± 1,10 МПа), минимальная – для GC Ortho Connect (3,33 ± 1,14 МПа), промежуточные значения — для Компофикса (3,83 ± 1,56 МПа). Лазерная обработка Er,Cr:YSGG сопровождалась разнонаправленным изменением прочности соединения в зависимости от адгезива. Для Enlight она возрастала до 5,46 ± 0,70 МПа (на 25,5 %), для Компофикса снижалась до 1,99 ± 0,72 МПа (на 48,04 %), а для GC Ortho Connect значимо не изменялась (3,44 ± 1,01 МПа). Диапазон значений σ составил 3,33-4,35 МПа после кислотного травления и 1,99-5,46 МПа после лазерной обработки.

Таблица 9 – Данные описательной статистики параметра прочности адгезионного соединения (σ = Fmax / S, S = 9,09 мм²)

Тип травления	Материал	Прочность адгезионного соединения, МПа	
		$\bar{X}$	σ
37%-я фосфорная кислота	GC Ortho Connect, JPN	3,33	1,14
	Компофикс ОРТО, RF	3,83	1,56
	Enlight composite, USA	4,35	1,10
Эрбиево-хромовый лазер Er,Cr:YSGG	GC Ortho Connect, JPN	3,44	1,01
	Компофикс ОРТО, RF	1,99	0,72
	Enlight composite, USA	5,46	0,70
Примечание: где $\bar{X}$ – выборочное среднее; σ – стандартное отклонение выборки.			

Анализ результатов наноиндентирования, направленных на расчет механических параметров твердости и модуля упругости различных поверхностных зон для зуба с нанесенным адгезивом Компофикс ОРТО (RF), позволил выявить, что рассчитанные средние значения не демонстрируют плавного переходного характера от зоны к зоне, а обладают резким изменением, что соответствует классическому представлению о резкой границе перехода между разнородными материалами. Данные описательной статистики для параметров твердости (по Берковичу) и модуля Юнга, соответствующих различным зонам анализа, представлены в таблице 10.

Максимальные средние значения как твердости (4,604 ± 0,103 ГПа), так и модуля Юнга (104,3 ± 1,5 ГПа) показаны для зоны наноиндентации эмали зуба. Минимальные показатели принадлежали зоне адгезива Компофикс ОРТО (RF): H = 0,540 ± 0,040 ГПа, E = 9,8 ± 0,7 ГПа [1].

Таблица 10 – Данные описательной статистики параметров твердости (по Берковичу) и модуля Юнга, рассчитанных для адгезива Компофикс ОРТО и различных зон наноиндентации

	Зона анализа	Твердость (H), ГПа		Модуль упругости (E), ГПа	
		$\bar{X}$	σ	$\bar{X}$	σ
Компофикс ОРТО, RF	Зона эмали (n=42)	4,604	0,103	104,3	1,5
	Зона эмаль-адгезив (n=6)	1,440	1,237	43,8	24,0
	Зона адгезива Компофикс ОРТО (RF) (n=31)	0,540	0,040	9,8	0,7
Примечание: где $\bar{X}$ – выборочное среднее; σ – стандартное отклонение выборки.					

Множественные сравнения с использованием однофакторного дисперсионного анализа демонстрировали наличие статистически значимых различий средних значений, как для параметра твердости, так и для модуля упругости (таблица 11) [1].

Таблица 11 – Результаты проведения однофакторного дисперсионного анализа параметров твердости и модуля упругости в рамках рассмотрения различных областей индентации

		Сумма квадратов	*df*	Средний квадрат	*F*	*p*-value
H (GPa)	Между группами	306,168	2	153,084	986,672	0,000
	Внутри групп	11,792	76	0,155		
	Всего	317,959	78			
E (GPa)	Между группами	161689,597	2	80844,799	1660,656	0,000
	Внутри групп	3699,867	76	48,682		
	Всего	165389,464	78			

Примечание: где *df* – значение степеней свободы; *F* – значение тестовой статистики; *p*–value вероятность получения такого или еще большего значения тестовой статистики.

Использование апостериорного теста с поправкой Бонферрони позволило обнаружить наличие статистически значимых различий между всеми областями индентации для обоих механических параметров, как отображено в таблице 12. На рисунке 31 представлены средние значения твёрдости и модуля Юнга с границами 95%-ного доверительного интервала [1].

Было показано, что при переходе от зоны эмали к зоне интерфейса эмаль-адгезив наблюдается статистически значимое снижение модуля упругости ($p < 0,001$) и твердости ($p < 0,001$). Для модуля упругости величина данного снижения составила 60,5 ГПа (58,00 %). Среднее значение твердости значимо снижалось более чем на 68 % (Δ=3,164 ГПа) [1].

Наименьшие по своему значению механические характеристики были показаны для области индентации, связанной с самим адгезионным материалом (Компофикс ОРТО (RF)). Абсолютные и процентные различия средних значений для твердости и модуля упругости составили [1]:

1) Сравнение с зоной эмали: |ΔE| = 94,5 ГПа (90,60 %), |ΔH| = 4,064 ГПа (88,27 %);

2) Сравнивая с зоной границы раздела фаз эмали – адгезив: |ΔE|=34 ГПа (77,63%), |ΔH| = 0,900 ГПа (62,50 %).

Таблица 12 – Результаты проведения апостериорного теста с поправкой Бонферрони при сравнении механических характеристик различных областей индентации

Зависимая переменная	(I) Зона анализа	(J) Зона анализа	Средняя разность (I-J)	*p*-value	95% доверительный интервал	
					Нижняя граница	Верхняя граница
H (GPa)	Зона эмали	Зона интерфейса эмаль-адгезив	3,16452*	0,000	2,7437	3,5854
		Зона адгезива Компофикс ОРТО (RF)	4,06485*	0,000	3,8365	4,2932
	Зона интерфейса эмаль-адгезив	Зона эмали	-3,16452*	0,000	-3,5854	-2,7437
		Зона адгезива Компофикс ОРТО (RF)	0,90032*	0,000	0,4702	1,3304
	Зона адгезива Компофикс ОРТО (RF)	Зона эмали	-4,06485*	0,000	-4,2932	-3,8365
		Зона интерфейса эмаль-адгезив	-0,90032*	0,000	-1,3304	-0,4702
E (GPa)	Зона эмали	Зона интерфейса эмаль-адгезив	60,54095*	0,000	53,0861	67,9958
		Зона адгезива Компофикс ОРТО (RF)	94,53154*	0,000	90,4869	98,5761
	Зона интерфейса эмаль-адгезив	Зона эмали	-60,54095*	0,000	-67,9958	-53,0861
		Зона адгезива Компофикс ОРТО (RF)	33,99059*	0,000	26,3722	41,6090
	Зона адгезива Компофикс ОРТО (RF)	Зона эмали	-94,53154*	0,000	-98,5761	-90,4869
		Зона интерфейса эмаль-адгезив	-33,99059*	0,000	-41,6090	-26,3722
Примечание: * – Средняя разность значима на уровне 0,05.						

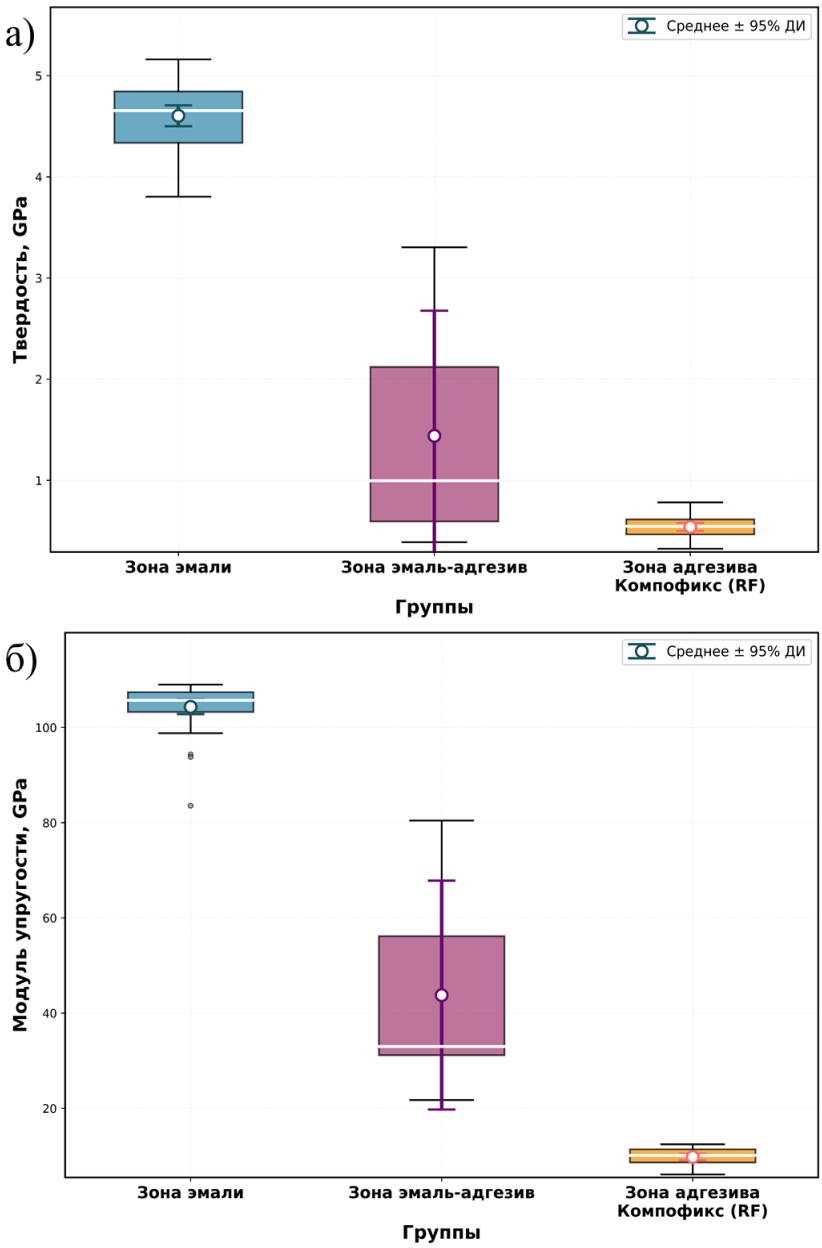


Рисунок 31 – Графическое распределение значений механических характеристик, полученных методом наноиндентирования для системы «эмаль–адгезив–брекет»: а) – твёрдость по Берковичу; б) – модуль упругости

3.3. Оценка уровня ассоциации между адгезионной прочностью стоматологических клеев и долей их остаточного покрытия в области эмали после механического отрыва брекета

Результаты определения предельных сдвиговых усилий и доли остаточного адгезионного материала представлены в таблице 13. Стоит отметить, что из исследования был исключен 1 зуб в связи с фактом отрыва брекета при достижении установленного предварительного нагружения (5 Н).

Таблица 13 – Результаты определения предельных сдвиговых усилий и доли остаточного адгезионного материала

Тип обработки	Номер образца	Предельное усилие сдвига, Н	Доля остаточного покрытия, %
Ортофосфорная кислота	1	42,11	13,73 ± 3,27
	2	22,66	17,93 ± 0,40
	3	26,05	15,00 ± 1,40
	4	26,35	28,83 ± 1,34
	5	26,94	21,10 ± 0,42
	6	51,19	26,33 ± 2,69
	7	47,69	21,83 ± 0,45
	8	28,34	19,53 ± 7,38
	9	42,59	23,37 ± 1,37
Эрбиево-хромовый лазер Er,Cr:YSGG	1	24,76	3,44 ±1,03
	2	37,74	33,33 ± 5,08
	3	25,12	39,23 ± 1,19
	4	12,10	7,29 ± 0,86
	5	16,92	26,23 ± 1,78
	6	45,12	25,27 ± 4,00
	7	54,15	35,77 ± 3,41
	8	14,08	32,93 ± 1,04

Результаты корреляционного анализа представлены на рисунке 32. В группе с кислотным травлением эмали выявлена слабая положительная ассоциация между долей остаточного адгезива и предельным сдвиговым усилием. При этом данная ассоциация не достигла статистической значимости: коэффициент корреляции Пирсона составил $r = 0{,}2222$ (p = 0,5656), а коэффициент корреляции Спирмена $\rho = 0{,}4$ (p = 0,2861) на выборке из 9 наблюдений (Рисунок 32а).

В группе, в которой использовался эрбиево-хромовый лазер Er,Cr:YSGG, отмечалась более выраженная тенденция к положительной корреляции между анализируемыми показателями, однако она также не достигала уровня статистической значимости: $r = 0{,}3864$, p = 0,3444; $\rho = 0{,}4524$, p = 0,2604 при объёме выборки n = 8 (Рисунок 32б).

При совмещении результатов двух групп (Рисунок 32в) общая картина связи осталась прежней – наблюдалась лишь слабая положительная корреляция без статистической значимости (r = 0,26, p = 0,317; ρ = 0,27, p = 0,295; n = 17). Таким

образом, можно говорить лишь о статистически незначимой тенденции к росту предельного сдвигового усилия при увеличении доли остаточного адгезива. Данная ассоциация наиболее выражена для лазерного травления, однако, требуются дальнейшие исследовательские работы с использованием увеличенных объемов выборок для соответствующего увеличения мощности используемых статистических тестов, что позволит реализовать более точную оценку влияния метода подготовки эмали на формирование адгезивного контакта.

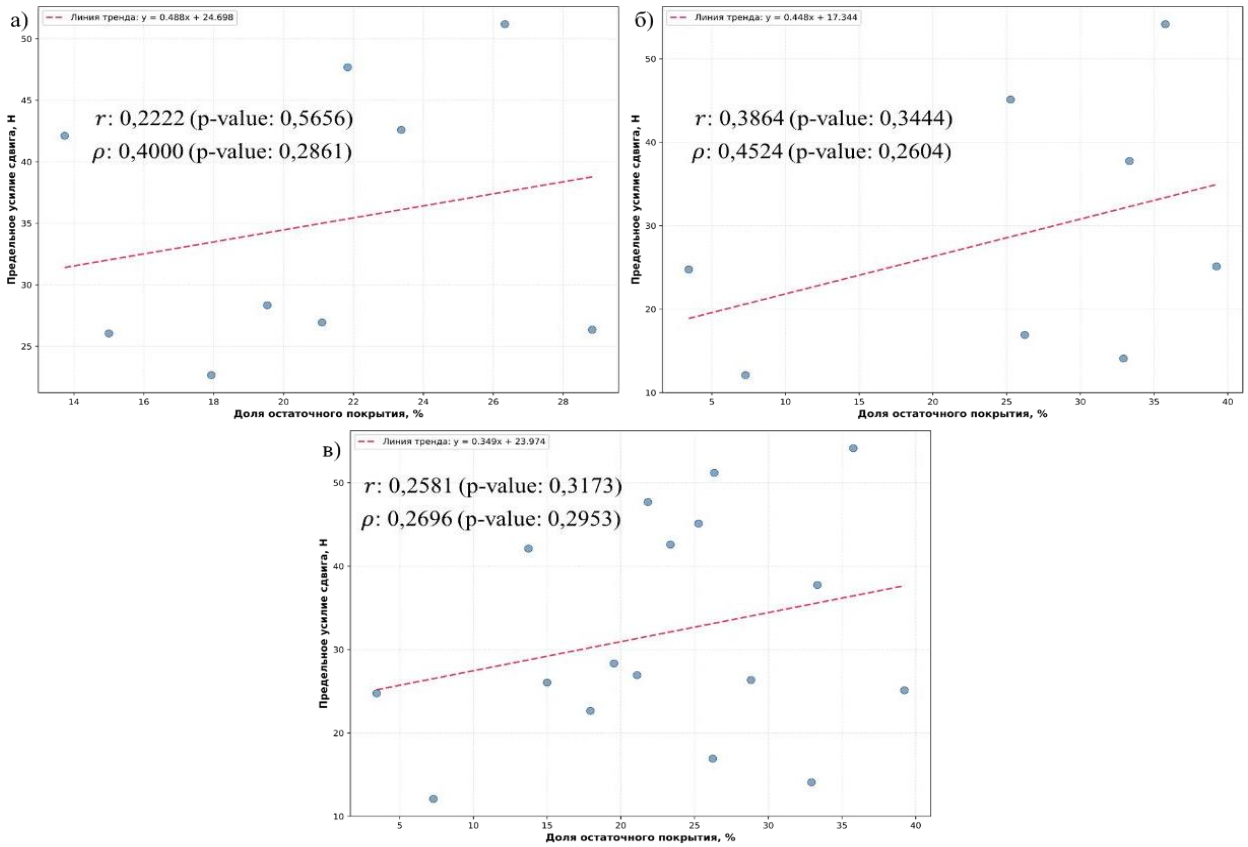


Рисунок 32 – Результаты корреляционного анализа: а) – Кислотное травление; б) – Лазерное травление; в) – Обобщенные выборки

Согласно, проведенному многофакторному регрессионному анализу было сформировано следующее уравнение регрессии:

$$F_{max} = 17{,}204 + 0{,}454 \cdot \mathrm{S} + 8{,}212 \cdot II[\, g = \text{кислотное травление}] \quad (4)$$

Результаты статистического анализа представлены в таблице 14. Согласно проведённой регрессионной оценке, для лазерного травления при нулевой доле остаточного адгезива (S = 0 %) ожидаемое предельное сдвиговое усилие составило 17,20 Н (β_0, p = 0,1). Анализ показал, что увеличение доли остаточного покрытия на 1 % ассоциируется с ростом условного среднего сдвигового усилия на 0,454 Н (β_1), независимо от метода травления эмали [4]. Однако данная зависимость не достигла статистической значимости (p = 0,203), что указывает на отсутствие достоверного влияния доли покрытия на предельное сдвиговое усилие в рамках выбранного объёма выборки.

Кроме того, выявлено, что кислотное травление ассоциировано с несколько большим средним предельным усилием сдвига (β_2), превышающим соответствующее значение при лазерном травлении на 8,21 Н при одинаковой доле покрытия [4]. Тем не менее различия между средними значениями для различных методов обработки эмали также не достигли статистической значимости (p = 0,223).

Результаты указывают на тенденцию роста предельного сдвигового усилия с увеличением процента остаточного адгезива и увеличение значения сдвиговых усилий при кислотном травлении, но в силу малого объема выборки такие результаты нельзя считать статистически значимыми. Данные, полученные в работе, указывают на перспективность дальнейшего изучения при увеличении количества экспериментов, чтобы лучше количественно оценить влияние способа обработки эмали и распределения адгезива на свойства адгезионного соединения.

Таблица 14 – Результаты многофакторного регрессионного анализа

Coefficients:	Estimate	Std. Error	t value	Pr(>|t|)
(Intercept) – β_0	17,2038	9,7724	1,76	0,1
Доля покрытия – β_1	0,4538	0,3402	1,334	0,203
Кислотное травление – β_2	8,2125	6,4333	1,277	0,223

Полученный коэффициент детерминации составил $R^2 = 0{,}164$; модель в целом статистически незначима ($F(2; 14) = 1{,}37$; $p = 0{,}286$), что означает – 83,6% изменения предельного сдвигового усилия объясняется другими причинами либо является результатом случайных флуктуаций. По полученным результатам невозможно установить наличие зависимости между размером силы сдвига и долей остатка адгезионного слоя или способом обработки эмали. Для более точной оценки этих взаимосвязей необходимо либо увеличить объём выборки, либо рассмотреть дополнительные переменные, способные оказывать влияние на механические свойства адгезионного соединения.

В рамках исследования был разработан и апробирован программный алгоритм для полуавтоматического определения доли остаточного адгезивного покрытия на поверхности эмали после механического отрыва ортодонтического брекета [4]. Применение данного подхода позволяет получать количественную оценку распределения адгезива на основе контуров, выделяемых оператором вручную (полигональная разметка коронки зуба и зон остаточного адгезива); автоматизирован только последующий расчёт площади. Формальная валидация алгоритма против эталонного метода, а также оценка меж- и внутриэкспертной воспроизводимости разметки в рамках настоящей работы не проводились, поэтому метод следует рассматривать как полуавтоматический, а его объективность и возможное снижение субъективной ошибки оценки — как предположения, требующие подтверждения в отдельном валидационном исследовании.

Результаты корреляционного анализа показали наличие слабой положительной взаимосвязи между величиной предельного сдвигового усилия и долей остаточного покрытия как в случае кислотного, так и лазерного травления эмали. Однако во всех анализируемых ситуациях эта зависимость не достигла статистической значимости ($p > 0{,}05$), что указывает на отсутствие прямой линейной корреляции между рассматриваемыми параметрами.

Многофакторный регрессионный анализ подтвердил полученные ранее наблюдения: в данной подвыборке ($n = 17$) ни доля остаточного адгезива, ни способ обработки эмали не оказывали статистически значимого влияния на величину

предельного сдвигового усилия. Низкое значение коэффициента детерминации (R^2) указывает на то, что основная часть вариабельности предельного сдвигового усилия обусловлена факторами, не учтёнными в рамках построенной модели.

На основании полученных результатов можно предположить, что процесс разрушения адгезионного соединения носит комплексный и многофакторный характер и не может быть адекватно интерпретирован исключительно через показатель площади остаточного адгезивного покрытия. Вероятно, существенную роль играют физико-химические характеристики используемых адгезивных систем, особенности микроморфологии эмали после различных видов обработки, а также специфика формирования межфазного интерфейса «эмаль–адгезив– брекет».

Проведённое исследование явным образом демонстрирует необходимость применения комплексного подхода к оценке качества адгезионного соединения в ортодонтии, при котором учитывается не только количественная характеристика прочности фиксации, но и особенности механизма разрушения контакта. Такой подход позволяет сформировать более целостное понимание факторов, определяющих надёжность ортодонтических соединений.

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Проведённое исследование позволило комплексно оценить влияние двух принципиально различных методов травления эмали – кислотного и лазерного на морфологические, химические и механические характеристики адгезивной системы «эмаль–адгезив–брекет». Комбинированное применение механических испытаний (испытания на сдвиг, наноиндентация) в сочетании с методами электронной микроскопии и спектрального анализа (СЭМ, ЭДС, профилометрия) позволило не только дифференцировать исследуемые группы, но и установить взаимосвязь между микроструктурными и химическими изменениями на поверхности эмали и соответствующими показателями адгезионной прочности.

4.1. Морфологические и химические изменения эмали

Результаты СЭМ-исследования отчетливо выявили существенные различия морфологии эмали в зависимости от метода предварительной обработки. При кислотном травлении поверхность характеризовалась выраженной микропористостью, дезорганизацией и частичным разрушением эмалевых призм, а также наличием эрозионных дефектов, что соответствует классическим паттернам травления по Сильверстоуну типов I–III [78]. В отдельных участках фиксировались микротрещины и глубокие структурные повреждения, что согласуется с данными Ghaffari et al. (2017) о формировании микротрещин эмали после кислотного травления и снятия брекетов [34].

В противоположность этому, лазерная обработка формировала более однородный, волнообразный микрорельеф без признаков термической деструкции и структурного разрушения. Отсутствие выявляемых при СЭМ микротрещин и признаков подповерхностного разрушения указывает на более щадящий характер данного метода воздействия.

Дополнительно результаты профилометрии показали, что шероховатость поверхности после лазерного воздействия составляла Sa = 0,90–1,08 мкм, а после

кислотного травления – Sa = 6,46-18,42 мкм; выраженная неоднородность рельефа после кислотного травления может вести к неравномерной инфильтрации адгезива и снижению стабильности адгезионного соединения.

Анализ элементного состава методом ЭДС выявил различия в характере изменений минеральной фазы эмали. После кислотного травления в протравленном слое содержание Ca и P снижалось пропорционально (на 28-36 %) при сохранении соотношения Ca/P (2,04-2,08 по массе), а в наиболее изменённых участках (зоны 4 и 5) потеря фосфора достигала приблизительно 92 %, что сопровождалось резким ростом Ca/P (до 11,6-16,7) и указывает на разрушение фосфатной составляющей апатита. После лазерной обработки фосфатная составляющая сохранялась (снижение содержания P на 24-39 %), соотношение Ca/P умеренно снижалось (с 2,44 до 1,85-2,05 по массе), а прирост доли углерода был меньше (в 1,8-2,4 против 1,9–3,7 раза). По интегральной интенсивности пиков Ca и P лазерная группа была близка к контролю (снижение на 3-6 %), тогда как после кислотного травления снижение составило 32-37 % ($p < 0,001$). В совокупности морфологические и химические данные свидетельствуют о том, что лазерная обработка обеспечивает более контролируемое формирование поверхности и сопровождается менее деструктивными изменениями элементного состава эмали, чем кислотное травление [5].

4.2. Влияние типа обработки эмали на механические характеристики

Результаты механических испытаний показали, что во всех исследуемых случаях разрушение адгезивного соединения носило хрупкий характер, что согласуется с литературными данными о хрупкости эмали и ограниченной способности композитных адгезивных систем к пластической деформации.

При кислотном травлении наибольшую прочность продемонстрировал адгезив Enlight (39,74 ± 2,91 Н), статистически значимо превосходя показатели материалов Компофикс ОРТО (35,54 ± 3,49 Н) и GC Ortho Connect (31,04 ± 3,26 Н) [1]. Полученные результаты соотносятся с данными Alzainal et al. (2020),

подтверждающими высокую эффективность современных адгезивных систем при использовании классического протокола кислотного травления [60].

При лазерной обработке были выявлены иные закономерности изменения адгезионной прочности. У Enlight наблюдался значительный рост значений адгезии – до 50,03 ± 1,65 Н (+25,5 %; 5,46 ± 0,70 МПа), что, возможно, связано с формированием лазерной обработкой благоприятного для данного материала микрорельефа при менее деструктивных изменениях элементного состава эмали.

В случае Компофикс ОРТО, наблюдалось выраженное снижение прочности сцепления при лазерной обработке (-48,04 %; с 3,83 ± 1,56 до 1,99 ± 0,72 МПа). Можно предположить, что это связано с особенностями состава и вязкости материала: он более эффективно взаимодействует с выраженно микропористой структурой, формируемой при кислотном травлении, тогда как относительно регулярный рельеф после лазерного воздействия может не обеспечивать для него достаточной глубины механической ретенции.

Для GC Ortho Connect показатели адгезии при двух видах обработки статистически не различались (31,04 ± 3,26 и 31,09 ± 3,01 Н; $p = 0,968$), что может указывать на меньшую чувствительность этого материала к способу подготовки эмали. Данные наноиндентации подтвердили выраженную неоднородность механических свойств исследуемых зон. Максимальные значения твёрдости и модуля Юнга были зафиксированы в эмали ($H = 4,604 \pm 0,103$ ГПа; $E = 104,3 \pm 1,5$ ГПа), тогда как минимальные показатели соответствовали слою адгезива Компофикс ОРТО ($H = 0,540 \pm 0,040$ ГПа; $E = 9,8 \pm 0,7$ ГПа) [1]. При этом отмечался выраженный скачкообразный переход механических характеристик на границе «эмаль–адгезив», что может иметь значение для понимания механизма разрушения ортодонтической фиксации (данные получены на единичном образце и требуют подтверждения).

Таким образом, нулевая гипотеза о сопоставимости средних значений предельного сдвигового усилия для трёх адгезивов отклонена при обоих методах обработки эмали (ANOVA, $p < 0,001$). Нулевая гипотеза о сопоставимости кислотного и лазерного методов отклонена для Компофикс ОРТО и Enlight ($p <$

0,001; различия разнонаправленные) и не отклонена для GC Ortho Connect ($p = 0,968$). Нулевая гипотеза об отсутствии влияния области индентации на твёрдость и модуль упругости также отклонена ($p < 0,001$). Следовательно, предположение об универсальном улучшении адгезии при лазерной обработке не подтвердилось: эффект метода обработки эмали определяется используемым адгезивом.

Следует учитывать, что экспериментальные данные не позволяют считать преимущество лазерной обработки универсально доказанным: результаты исследований существенно зависят от режима облучения Er,Cr:YSGG (Dilip S. et al., 2018 [23]), а по данным метаанализа 18 in vitro исследований лазерное травление в среднем снижает адгезионную прочность металлических брекетов на 1,39 МПа по сравнению с кислотным (Golshah A. et al., 2020 [36]). В исследовании Mollabashi V. et al. (2019) прочность сцепления после обработки Er,Cr:YSGG и Er:YAG также была ниже, чем после кислотного травления, при лучшей устойчивости эмали к деминерализации [31]. Полученный в настоящей работе рост предельного сдвигового усилия для Enlight после лазерной обработки следует рассматривать как свойство конкретного сочетания «режим лазера – адгезив» в условиях in vitro, а не как общее преимущество метода.

4.3. Сравнительный анализ и клиническое значение

Интеграция механических и морфологических данных позволяет сформулировать несколько принципиально значимых выводов.

Во-первых, эффективность формирования адгезивного соединения определяется не только типом предварительной обработки эмали, но и химико-физическими характеристиками используемого материала. Так, для Enlight наибольшая прочность соединения получена после лазерной обработки, для Компофикс ОРТО – после кислотного травления, а для GC Ortho Connect результаты не зависели от способа обработки поверхности.

Во-вторых – лазерная обработка как таковая имела ряд положительных структурно-химических эффектов (более контролируемый рельеф поверхности,

без выявляемых микротрещин, менее деструктивные изменения элементного состава эмали). При этом ее результативность варьировалась в зависимости от применяемого адгезива, следовательно, целесообразен индивидуальный выбор протокола обработки под конкретные клинические задачи.

Третье – результаты исследования позволяют сделать вывод о том, что классическое кислотное травление является эффективным с точки зрения клиники, но имеет ряд побочных эффектов (деминерализация эмали, потеря фосфатной составляющей в наиболее изменённых участках, появление микроповреждений). Можно предположить, что эти эффекты будут более значимы у пациентов с гипоминерализацией эмали, однако это требует клинического подтверждения.

С клинической точки зрения полученные in vitro данные позволяют предположить, что выбор протокола подготовки поверхности должен учитывать свойства адгезивной системы и состояние эмали пациента. Данное предположение требует клинической проверки. Комбинированная методика (лазерная обработка с последующим кратковременным кислотным травлением) в настоящем исследовании не изучалась и может рассматриваться лишь как направление дальнейших исследований.

4.4. Анализ характера разрушения адгезионного соединения и распределения остаточного адгезива

Для дальнейшего изучения механизма образования адгезии и оценки полученных результатов по силе адгезии проведено дополнительное исследование о характере разрушения адгезии – определение процентного содержания остатка адгезива на поверхности эмали после снятия ортодонтического аппарата. В результате работы создана и протестирована программа для расчета площади оставшегося адгезивного слоя на поверхности эмали.

При наличии тренда изменения рассматриваемых величин статистически достоверных связей между предельным сдвиговым усилием и долей остаточного адгезива для разных способов обработки эмали установлено не было

(0,260≤p≤0,566). Следовательно, прямая связь этих показателей по результатам данного исследования не выявлена, что, однако, может быть обусловлено малым объёмом выборки.

Построенная регрессионная модель характеризуется низкой степенью аппроксимации – она объясняет только 16,4% от изменения значения предельного сдвигающего усилия (коэффициент детерминации $R^2 = 0{,}164$), т. е. большая часть вариаций данного показателя находится вне влияния построенной модели.

$$F_{max} = 17{,}204 + 0{,}454 \cdot \mathrm{S} + 8{,}212 \cdot II[\, g = \text{кислотное травление}] \quad (5)$$

Результаты, полученные нами, фактически показывают на полифакторность адгезионной стойкости, требуют учета большего числа факторов. Поэтому необходимо углубить исследование за счет наращивания числа исследуемых объектов и введения дополнительных показателей (физико-химические свойства адгезионных систем; структура эмали, характер формирования границы раздела фаз “эмаль – адгезив – брекет”, влияющий на механизм разрыва соединения).

Созданная программа успешно протестирована и показывает работоспособность – она может применяться далее в научных целях. Программа будет полезна при проведении исследований на больших выборках, а также для сопоставления разных методов обработки эмали, так как позволяет получить количественную характеристику наличия остатка адгезива по всей поверхности зуба; для её применения в качестве стандартизированного инструмента необходима валидация (сопоставление с эталонным методом, оценка меж- и внутриэкспертной воспроизводимости разметки) [1].

4.5. Итоговое заключение по обсуждению

На основании проведенного анализа можно сделать вывод о том, что в условиях in vitro применение лазера Er,Cr:YSGG для подготовки эмали сопровождается менее деструктивными изменениями эмали, чем традиционное

кислотное травление. Методом лазерной обработки достигается лучший контроль над структурой поверхности (более равномерный рельеф), а также снижается степень разрушения тканей зуба за счет меньшего количества структурно-химических изменений эмали.

В то же время было показано, что данный эффект не является общим для всех исследованных материалов и в значительной степени определяется видом применяемого клеящего вещества. Для материала Enlight был отмечен высокий рост адгезии, а у материала Компофикс ОРТО - снижение прочности адгезионного соединения. Отсюда следует существенная зависимость между «характером обработки поверхности» и «свойствами адгезива», что подчёркивает необходимость индивидуального выбора протокола в клинической практике и указывает на необходимость дальнейших, в том числе клинических, исследований.

Сводное сравнение изученных показателей для двух методов обработки эмали представлено в таблице 15.

Таблица 15 – Сводное сравнение кислотного травления и лазерной обработки Er,Cr:YSGG по основным изученным показателям

Показатель	**Кислотное травление (37% H_3PO_4)**	**Лазерная обработка (Er,Cr:YSGG)**	**Различие между методами**
Морфология поверхности (СЭМ)	Выраженная микропористость, разрушение эмалевых призм, микротрещины	Однородный волнообразный микрорельеф без признаков термической деструкции	Качественная оценка
Шероховатость Sa (профилометрия)	6,46–18,42 мкм	0,90–1,08 мкм	Статистическое сравнение не приводится
Соотношение Ca/P по массе (ЭДС, зона 1 → зоны 2–5)*	2,08 → 2,04–2,08 (зоны 2–3); 11,6–16,7 (зоны 4–5, потеря P)	2,44 → 1,85–2,05	После кислотного травления – разрушение фосфатной составляющей в зонах 4–5; статистически не сравнивалось

Продолжение таблицы 15

Ca, вес. % (зона 1 → зоны 2–5)*	36,55 → 16,90–25,96	46,22 → 21,18–29,35	Снижение в обеих группах; интенсивность пика Ca: 345 ± 21 и 487 ± 18 отн. ед., $p < 0,001$
P, вес. % (зона 1 → зоны 2–5)*	17,54 → 1,37–12,70	18,91 → 11,47–14,34	Интенсивность пика P: 198 ± 15 и 294 ± 12 отн. ед., $p < 0,001$
C, вес. % (зоны 2–5)*	20,80–41,94	12,74–17,19	Интенсивность пика C: 174 ± 28 и 98 ± 17 отн. ед., $p < 0,001$
Индекс деминерализации ID**	76,3	54,9	Контроль 45,2; статистически не сравнивался
Индекс минеральной стабильности MSI**	1,79	3,29	Контроль 4,57; статистически не сравнивался
Fmax, Н (σ, МПа): GC Ortho Connect	31,04 ± 3,26 (3,33 ± 1,14)	31,09 ± 3,01 (3,42 ± 0,33)	+0,2 %; $p = 0,968$ (различий нет)
Fmax, Н (σ, МПа): Компофикс ОРТО	35,54 ± 3,49 (3,83 ± 1,56)	18,72 ± 1,52 (1,99 ± 0,72)	−47,3 %; $p < 0,001$
Fmax, Н (σ, МПа): Enlight	39,74 ± 2,91 (4,35 ± 1,10)	50,03 ± 1,65 (3,44 ± 1,01)	+25,9 %; $p < 0,001$
Характер разрушения соединения	Хрупкий	Хрупкий	Не различается
Связь Fmax с долей остаточного адгезива (подвыборка, n = 17)	$r = 0,22$; $\rho = 0,40$; $p > 0,05$ ($n = 9$)	$r = 0,39$; $\rho = 0,45$; $p > 0,05$ ($n = 8$)	Метод обработки в регрессионной модели: $\beta_2 = 8,21$ Н, $p = 0,223$
Наноиндентация: эмаль / интерфейс / адгезив	Не проводилась	H: 4,60 / 1,44 / 0,54 ГПа; E: 104,3 / 43,8 / 9,8 ГПа (единичный образец, Компофикс ОРТО)	Сравнение методов не проводилось

Примечание: * – массовые доли элементов по типовым картам ЭДС (таблицы 1, 2; зоны – см. раздел 2.1.2), интенсивности пиков – по таблице 3; ** – ID и MSI являются вспомогательными расчётными показателями настоящей выборки и не прошли формальной внешней валидации (см. раздел «Ограничения исследования»); Fmax – предельное сдвиговое усилие; σ – прочность адгезионного соединения (таблица 9).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе диссертационного исследования проведено комплексное сравнение двух методов подготовки эмали – традиционного кислотного травления 37 % ортофосфорной кислотой и лазерной обработки с использованием Er,Cr:YSGG-лазера – при фиксации ортодонтических брекетов с применением адгезивных систем различного происхождения (Enlight, США; GC Ortho Connect, Япония; Компофикс ОРТО, Россия).

Использование интегрированного подхода, включающего механические испытания (сдвиговые усилия, наноиндентация), морфологический анализ (сканирующая электронная микроскопия), спектральные методы (энергодисперсионный рентгеновский анализ) и профилометрию, позволило оценить не только силу адгезивного сцепления, но и изменения структуры эмали на микроуровне, а также их клиническую значимость.

Результаты показали, что эффективность адгезионного соединения определяется как типом обработки эмали, так и свойствами используемого материала. При кислотном протоколе наибольшие значения прочности зарегистрированы для адгезива Enlight (39,74 ± 2,91 Н; 4,37 ± 0,32 МПа), а после лазерной обработки этот же материал продемонстрировал рост предельного сдвигового усилия до 50,03 ± 1,65 Н (5,50 ± 0,18 МПа; +25,9 %). GC Ortho Connect сохранял сопоставимые значения прочности соединения вне зависимости от способа подготовки эмали ($p = 0,968$), что может свидетельствовать о меньшей чувствительности этого материала к характеру микрорельефа (в условиях in vitro). Напротив, для Компофикс ОРТО отмечено снижение предельного сдвигового усилия после лазерной обработки на 47,3 % (с 35,54 ± 3,49 до 18,72 ± 1,52 Н), что может быть связано с недостаточной адаптацией этого материала к более однородному рельефу поверхности после обработки лазером Er,Cr:YSGG.

Эти различия согласуются с результатами морфологического и химического исследования. Кислотное травление вызывало выраженную пористость поверхности, разрушение окончаний эмалевых призм и появление микротрещин;

по данным ЭДС в протравленном слое содержание Ca и P снижалось на 28–36 % при сохранении соотношения Ca/P, а в наиболее изменённых участках потеря фосфора достигала приблизительно 92 % с резким ростом Ca/P, что свидетельствует о разрушении фосфатной составляющей апатита и более выраженной деминерализации.

Лазерная обработка формировала более однородный волнообразный микрорельеф без признаков термического и подповерхностного разрушения. Абсолютное содержание Ca и P в обработанных зонах также снижалось, однако фосфатная составляющая сохранялась, а соотношение Ca/P снижалось умеренно (с 2,44 до 1,85–2,05 по массе). Такие свойства создают предпосылки для достаточного сцепления при меньшем повреждении твёрдых тканей зуба, однако эффект зависит от используемого адгезива.

Таким образом, предположение об улучшении адгезии в результате лазерного воздействия подтвердилось лишь отчасти: значительный рост прочности сцепления отмечен только для адгезива Enlight, для Компофикс ОРТО наблюдалось её снижение, а для GC Ortho Connect различий не выявлено. Полученные данные подчёркивают, что эффективность метода подготовки эмали определяется не только самим способом обработки, но и его взаимодействием с конкретным составом адгезива, что делает необходимым дифференцированный подход к выбору клинического протокола.

Научная значимость выполненной работы заключается в интегрированном рассмотрении механических, морфологических и химических характеристик в рамках единой экспериментальной модели, что позволяет более полно описать механизмы формирования адгезионного соединения. Практическая ценность исследования определяется возможностью обоснованной персонализации выбора методики фиксации ортодонтических конструкций. В частности, применение лазерной обработки может рассматриваться как перспективное для последующей клинической проверки в ситуациях, где приоритетом является сохранение структуры эмали, при обязательном учёте совместимости с конкретной адгезивной системой; вопрос о долговременной клинической стабильности фиксации,

циклических нагрузках и старении соединения в условиях полости рта в рамках настоящего in vitro исследования не изучался и требует отдельной клинической проверки.

Результаты выполненного исследования свидетельствуют о том, что использование Er,Cr:YSGG-лазера для обработки эмали может рассматриваться (по данным in vitro) как более щадящая альтернатива классическому кислотному травлению, эффективность которой в отношении прочности фиксации зависит от адгезивной системы. Вместе с тем установлено, что данная технология не обладает универсальным характером применения и требует обязательного учёта свойств конкретной адгезивной системы при выборе клинического протокола. Полученные данные создают научно-обоснованную основу для последующих клинических исследований, в том числе для изучения комбинированных протоколов фиксации, которые в настоящей работе не исследовались.

ОГРАНИЧЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

Настоящее исследование имеет ряд ограничений, которые необходимо учитывать при интерпретации результатов и их переносе в клиническую практику:

- Исследование выполнено *in vitro* – в модели не воспроизводилась реальная среда пребывания зубов (слюна), изменения pH ротовой жидкости, циклические термические и жевательные нагрузки и т.д.;
- Оценивались только три ортодонтических адгезива (GC Ortho Connect, Компофикс ОРТО, Enlight), что не позволяет аппроксимировать полученные результаты на другие адгезивные системы;
- Экспериментальная выборка включала как резцы, так и премоляры без стратификации по типу зуба и без учёта типа зуба как отдельного фактора/ковариаты в статистическом анализе;
- Перед экспериментом поверхность эмали шлифовалась абразивной бумагой Р600 для удаления гиперминерализованного поверхностного слоя – процедура, отсутствующая в стандартном клиническом протоколе фиксации брекетов;
- Предложенные индексы деминерализации (ID) и минеральной стабильности (MSI), а также программный алгоритм полуавтоматического расчёта доли остаточного адгезива, являются расчётными показателями текущего исследования без внешней валидации;
- Использован один режим лазерной обработки (средняя мощность 2 Вт, частота 50 Гц, энергия импульса 40 мДж, экспозиция 20 с);
- Прочность соединения в мегапаскалях рассчитана по номинальной площади контактной поверхности лигатурных брекетов Victory Series (3M Unitek) с пазом 0,022″ – 9,09 мм².

ВЫВОДЫ

1) Метод подготовки эмали определяет характер её микрорельефа. После травления 37 % ортофосфорной кислотой по данным СЭМ выявлены выраженная микропористость, разрушение окончаний эмалевых призм (I и III типы травления по Silverstone), неравномерная глубина травления и микротрещины; шероховатость поверхности по данным оптической профилометрии составила Sa = 6,46–18,42 мкм. После обработки лазером Er,Cr:YSGG формировался более однородный волнообразный микрорельеф без признаков термического повреждения (трещин, карбонизации) с глубиной модификации не более 5 мкм и шероховатостью Sa = 0,90-1,08 мкм.

2) Прочность фиксации брекетов определяется сочетанием метода подготовки эмали и адгезива. При кислотном травлении наибольшее предельное сдвиговое усилие получено для Enlight (39,74 ± 2,91 Н; 4,37 ± 0,32 МПа), затем для Компофикс ОРТО (35,54 ± 3,49 Н; 3,91 ± 0,38 МПа) и GC Ortho Connect (31,04 ± 3,26 Н; 3,41 ± 0,36 МПа), различия между всеми адгезивами статистически значимы (ANOVA, $p < 0,001$; post-hoc $p \leq 0,003$). После лазерной обработки Er,Cr:YSGG предельное сдвиговое усилие для Enlight возросло на 25,9 % (до 50,03 ± 1,65 Н; 5,50 ± 0,18 МПа; $p < 0,001$), для Компофикс ОРТО снизилось на 47,3 % (до 18,72 ± 1,52 Н; 2,06 ± 0,17 МПа; $p < 0,001$), для GC Ortho Connect не изменилось (31,09 ± 3,01 Н; 3,42 ± 0,33 МПа; $p = 0,968$). Во всех группах разрушение соединения носило хрупкий характер.

3) По данным ЭДС оба метода изменяют элементный состав поверхностного слоя эмали, но характер изменений различается. После кислотного травления в протравленном слое содержание Ca и P снижалось пропорционально (на 28–36 %) при сохранении соотношения Ca/P (2,04–2,08 по массе), а в наиболее изменённых участках потеря фосфора достигала приблизительно 92 % с ростом Ca/P до 11,6–16,7, что указывает на разрушение фосфатной составляющей апатита; доля углерода возрастала в 1,9–3,7 раза, фтор и хлор утрачивались. После лазерной обработки фосфатная составляющая сохранялась (снижение P на 24–39 %),

соотношение Ca/P умеренно снижалось (с 2,44 до 1,85–2,05 по массе), доля углерода возрастала в меньшей степени (в 1,8–2,4 раза), фтор сохранялся. Интегральная интенсивность пиков Ca и P в лазерной группе была близка к контролю (снижение на 3–6 %), в кислотной – снижена на 32–37 % ($p < 0,001$). Вспомогательные расчётные индексы, не прошедшие внешней валидации, различались в том же направлении: ID – 76,3; 54,9 и 45,2, MSI – 1,79; 3,29 и 4,57 (кислота, лазер и контроль соответственно).

4) Разработанный программный алгоритм полуавтоматической оценки доли остаточного адгезива апробирован на 17 образцах (адгезив Компофикс ОРТО). Статистически значимой связи между предельным сдвиговым усилием и долей остаточного адгезива не выявлено ни при кислотном ($r = 0,22$; $\rho = 0,40$; $n = 9$), ни при лазерном травлении ($r = 0,39$; $\rho = 0,45$; $n = 8$), $p > 0,05$; в регрессионной модели ни доля остаточного адгезива ($p = 0,203$), ни метод обработки эмали ($p = 0,223$) не являлись значимыми предикторами ($R^2 = 0,164$).

5) По данным наноиндентации (единичный образец после лазерной обработки, адгезив Компофикс ОРТО) механические свойства системы «эмаль–адгезив» изменяются скачкообразно: твёрдость и модуль Юнга составили 4,604 ± 0,103 и 104,3 ± 1,5 ГПа в эмали, 1,440 ± 1,237 и 43,8 ± 24,0 ГПа в зоне интерфейса и 0,540 ± 0,040 и 9,8 ± 0,7 ГПа в адгезиве ($p < 0,001$ для всех попарных сравнений).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

Приведённые ниже рекомендации сформулированы на основании данных in vitro эксперимента (без учёта слюны, изменения pH, биоплёнки, циклических термических и жевательных нагрузок, длительного наблюдения) и рассматриваются как экспериментально обоснованные гипотезы для последующей клинической проверки, а не как непосредственные клинические указания.

В случае проведения ортодонтического лечения с использованием брекет-систем у пациентов, склонных к деминерализации эмали, лазерная обработка (Er,Cr:YSGG) может рассматриваться как более щадящая по отношению к минеральному составу эмали альтернатива кислотному травлению – с оговоркой, что превосходство лазерного протокола по данным независимого метаанализа 18 in vitro исследований не является универсальным и в среднем сопровождается некоторым снижением прочности сцепления по сравнению с кислотным травлением (Golshah A. et al., 2020 [36]).

При использовании адгезива Enlight лазерная обработка Er,Cr:YSGG в изученном режиме (длина волны 2780 нм, средняя мощность 2 Вт, частота 50 Гц, энергия импульса 40 мДж, водно-воздушное охлаждение 40/60 %, экспозиция 20 с) может рассматриваться как вариант подготовки эмали, обеспечивший в эксперименте in vitro более высокое предельное сдвиговое усилие, чем кислотное травление; данное предположение требует клинической проверки.

При использовании адгезива Компофикс ОРТО предпочтительным представляется традиционный протокол кислотного травления, поскольку в эксперименте in vitro лазерная обработка сопровождалась снижением предельного сдвигового усилия на 47,3 % (с 35,54 до 18,72 Н; с 3,91 до 2,06 МПа).

Адгезив GC Ortho Connect в настоящем эксперименте показал сопоставимые значения предельного сдвигового усилия при обоих методах подготовки эмали, что позволяет рассматривать его как материал, менее чувствительный к способу обработки эмали в условиях in vitro; характеризовать его как универсальный на основании полученных данных нельзя.

При использовании кислотного травления целесообразно строго соблюдать протокол (37 % ортофосфорная кислота, экспозиция 15 с, тщательное промывание и высушивание) и ограничивать зону травления площадью основания брекета, поскольку в эксперименте выявлены неравномерная глубина травления и разрушение фосфатной составляющей эмали в наиболее изменённых участках, а травление за пределами основания брекета повышает риск образования белых пятен [46].

В экспериментальных исследованиях прочности фиксации брекетов результаты испытаний на сдвиг целесообразно представлять не только в ньютонах, но и в мегапаскалях с указанием площади основания брекета (ГОСТ Р 59423-2021), а долю остаточного адгезива – оценивать количественно (в том числе с помощью разработанного программного алгоритма).

Комбинированный протокол (лазерная обработка с последующим кратковременным кислотным травлением) в рамках настоящего исследования не являлся отдельной экспериментальной группой и не тестировался; его потенциальная целесообразность для повышения клинической воспроизводимости и предсказуемости результатов представляет собой гипотезу, требующую отдельной экспериментальной проверки.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Влияние методики обработки эмали на адгезионную прочность брекетов при использовании разных ортодонтических адгезивов / М. В. Локтионова, И. Сальман, А. М. Дыбов [и др.] // Стоматология для всех. – 2026. – № 1(114). – С. 68-75. – DOI: 10.35556/idr-2026-1(114)68-75.

2. Золотарева, Ю. О. Лазерно-спектроскопическое исследование наночастиц фталоцианина алюминия для флуоресцентной диагностики в стоматологии : специальность 01.04.21 «Лазерная физика» : диссертация ... кандидата физико-математических наук / Золотарева Юлия Олеговна; Национальный исследовательский ядерный институт МИФИ. – Москва, 2019. – 143 с.

3. Кашников, П. А. Применение гидроксиапатита и лазерного излучения для профилактики осложнений при ортопедическом лечении дефектов зубов и зубных рядов несъемными протезами: специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Кашников Павел Анатольевич; Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение дополнительного профессионального образования «Институт повышения квалификации Федерального медико-биологического агентства». – Москва, 2014. – 140 с.

4. Оценка взаимосвязи между адгезионной прочностью стоматологических клеев и долей остаточного покрытия после отрыва брекета при различном травлении зубной эмали / М. В. Локтионова, И. Сальман, А. М. Дыбов [и др.] // Институт стоматологии. – 2026. – № 1(110). – С. 138-140.

5. Сравнительная оценка влияния кислотной и лазерной обработки эмали на ее структуру перед фиксацией брекетов / М. В. Локтионова, И. Сальман, А. М. Дыбов [и др.] // Стоматология для всех. – 2025. – № 4(113). – С. 60-69. – DOI: 10.35556/idr-2025-4d13)60-69.

6. A Comparative Analysis of Surface Characteristics of Enamel after Conventional Acid Etching and Er,Cr:YSGG Laser Irradiation / S. H. Faizee, R. Piradhiba, N. R.

Krishnaswamy, P. S. Suganthan // Journal of Clinical and Experimental Dentistry. – 2022. – Vol. 14. – № 9. – P. e740-e745. – DOI: 10.4317/jced.59823. – Текст : электронный.

7. A prospective optical surface scanning and cephalometric assessment of the effect of functional appliances on the soft tissues / S. McDonagh, J. P. Moss, P. Goodwin, R. T. Lee // European Journal of Orthodontics. – 2001. – Vol. 23. – № 2. – P. 115-126. – DOI: 10.1093/ejo/23.2.115. – Текст : электронный.

8. A randomized controlled trial comparing Er:YAG laser and rotary bur in the excavation of caries – patients' experiences and the quality of composite restoration / R. Sarmadi, E.V. Andersson, P. Lingström, P. Gabre // The Open Dentistry Journal. – 2018. – Vol. 12. – № 1. – P. 443-454. – DOI: 10.2174/1874210601812010443. – Текст : электронный.

9. A review: Biodegradation of resin–dentin bonds / M. Hashimoto, F. Nagano, K. Endo, H. Ohno // Japanese Dental Science Review. – 2011. – Vol. 47. – № 1. – P. 5-12. – DOI: 10.1016/j.jdsr.2010.02.001. – Текст : электронный.

10. Al Habdan, A. H. Shear bond strength of acid and laser conditioned enamel and dentine to composite resin restorations: An in vitro study / A. H. Al Habdan, R. Al Rabiah, R. Al Busayes // Clinical and Experimental Dental Research. – 2021. – Vol. 7, № 3. – P. 331-337. – DOI: 10.1002/cre2.409. – Текст : электронный.

11. Antibody-targeted lethal photosensitization of Porphyromonas gingivalis / M. Bhatti, A. MacRobert, B. Henderson [et al.] // Antimicrobial Agents and Chemotherapy. – 2000. – Vol. 44. – № 10. – P. 2615-2618. – Текст : непосредственный.

12. Arends, J. Demineralization and remineralization evaluation techniques / J. Arends, J. J. ten Bosch // Journal of Dental Research. – 1992. – Vol. 71. – Spec. Iss. – P. 924-928. – DOI: 10.1177/00220345920710S27. – Текст : электронный.

13. Assessment of Wettability and Contact Angle of Bonding Agent with Enamel Surface Etched by Five Commercially Available Etchants: An In Vitro Study / D. Katyal, A. K. Subramanian, A. Venugopal, A. Marya // International Journal of Dentistry. – 2021. – Vol. 2021. – Art. ID 9457553. – DOI: 10.1155/2021/9457553. – Текст : электронный.

14. Başaran, G. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances / G. Başaran, N. Hamamcı, A. Akkurt // Lasers in Medical Science. – 2011. –

Vol. 26. – № 2. – P. 149-156. – DOI: 10.1007/s10103-009-0747-3. – Текст : электронный.

15. Buonocore, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces / M. G. Buonocore // Journal of Dental Research. – 1955. – Vol. 34. – № 6. – P. 849-853. – Текст : непосредственный.

16. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges / B. Van Meerbeek, J. De Munck, Y. Yoshida [et al.] // Operative Dentistry. – 2003. – Vol. 28. – № 3. – P. 215-235.

17. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type / E. Sofan, A. Sofan, G. Palaia [et al.] // Annali di Stomatologia. – 2017. – Vol. 8. – № 1. – P. 1-17. – Текст : непосредственный.

18. Clinical effect of CO2 laser in reducing pain in orthodontics / K. Fujiyama, T. Deguchi, T. Murakami [et al.] // The Angle Orthodontist. – 2008. – Vol. 78. – № 2. – P. 299-303. – DOI: 10.2319/033007-153.1. – Текст : электронный.

19. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging / D.H. Pashley, F.R. Tay, C. Yiu [et al.] // Journal of Dental Research. – 2004. – Vol. 83. – № 3. – P. 216-221. – DOI: 10.1177/154405910408300306.

20. Comparative study on interface fracture of 4th generation 3-steps adhesive and 7th generation universal adhesive / Ș.G. Călinoiu, C. Bîcleșanu, A. Florescu [et al.] // Materials. – 2023. – Vol. 16. – № 17. – Art. 5834. – DOI: 10.3390/ma16175834. – Текст : электронный.

21. Comparison between Shear Bond Strength of Er:YAG and Er,Cr:YSGG Lasers-Assisted Dentinal Adhesion of Self-Adhering Resin Composite: An Ex Vivo Study / P. Nahas, S. Nammour, E. Gerges, T. Zeinoun // Dentistry Journal. – 2020. – Vol. 8. – № 3. – Art. 66. – DOI: 10.3390/dj8030066. – Текст : электронный.

22. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles / J. D. B. Featherstone, J. M. ten Cate, M. Shariati, J. Arends // Caries Research. – 1983. – Vol. 17. – № 5. – P. 385-391. – DOI: 10.1159/000260692. – Текст : электронный.

23. Comparison of surface roughness of enamel and shear bond strength, between conventional acid etching and erbium, chromium-doped: Yttrium scandium-gallium-garnet laser etching – An in vitro study / S. Dilip, S. Srinivas, M.N. Mohammed Noufal [et al.] // Dental Research Journal. – 2018. – Vol. 15. – № 4. – P. 248-255. – DOI: 10.4103/1735-3327.237249. – Текст : электронный.

24. Critical evaluation of incidence and prevalence of white spot lesions during fixed orthodontic appliance treatment: A meta-analysis / D. Sundararaj, S. Venkatachalapathy, A. Tandon, A. Pereira // Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry. – 2015. – Vol. 5. – № 6. – P. 433-439. – DOI: 10.4103/2231-0762.167719. – Текст : электронный.

25. Current status of clinical laser applications in periodontal therapy / A. Aoki, K. Mizutani, A. A. Takasaki [et al.] // General Dentistry. – 2008. – Vol. 56. – № 7. – P. 674-687. – Текст : непосредственный.

26. Deal, B.E. General Relationship for the Thermal Oxidation of Silicon / B.E. Deal, A.S. Grove // Journal of Applied Physics. – 1965. – Vol. 36. – № 12. – P. 3770-3778. – Текст : непосредственный.

27. Demineralization–remineralization dynamics in teeth and bone / E. A. Abou Neel, A. Aljabo, A. Strange [et al.] // International Journal of Nanomedicine. – 2016. – Vol. 11. – P. 4743-4763. – DOI: 10.2147/IJN.S107624. – Текст : электронный.

28. Dental Enamel Formation and Implications for Oral Health and Disease / R.S. Lacruz, S. Habelitz, J.T. Wright, M.L. Paine // Physiological Reviews. – 2017. – Vol. 97. – № 3. – P. 939-993. – Текст : непосредственный.

29. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces / A. Martinez-Insua, L. S. Dominguez, F. G. Rivera, U. A. Santana-Penin // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2000. – Vol. 84. – № 3. – P. 280-288. – Текст : непосредственный.

30. Effect of acid etching on dentin wettability and roughness: self-etching primers versus phosphoric acid / J. A. Aguilar-Mendoza, J. I. Rosales-Leal, M. A. Rodríguez-Valverde [et al.] // Journal of Biomedical Materials Research. Part B: Applied

Biomaterials. – 2008. – Vol. 84B. – № 1. – P. 277–285. – DOI: 10.1002/jbm.b.30871. – Текст : электронный.

31. Effect of erbium, chromium-doped: yttrium, scandium, gallium, and garnet and erbium: yttrium-aluminum-garnet laser etching on enamel demineralization and shear bond strength of orthodontic brackets / V. Mollabashi, L. Rezaei-Soufi, M. Farhadian, A.R. Noorani // Contemporary Clinical Dentistry. – 2019. – Vol. 10. – № 2. – P. 263-268. – DOI: 10.4103/ccd.ccd_495_18. – Текст : электронный.

32. Effect of Er,Cr:YSGG laser enamel etching with varying power output and irradiation time on the shear bond strength / S. K. Subramanian, P. Anbarasu, R. S. Joushua [et al.] // Journal of Orthodontic Science. – 2022. – Vol. 11. – Art. 6. – DOI: 10.4103/jos.jos_129_21. – Текст : электронный.

33. Effect of repeated irradiation of low-power He-Ne laser in pain relief from postherpetic neuralgia / K. Iijima, N. Shimoyama, M. Shimoyama [et al.] // The Clinical Journal of Pain. – 1989. – Vol. 5, № 3. – P. 271-274. – Текст : непосредственный.

34. Effect of Surface Treatment on Enamel Cracks After Orthodontic Bracket Debonding: Er,Cr:YSGG Laser-Etching Versus Acid-Etching / H. Ghaffari, A. Mirhashemi, T. Baherimoghadam [et al.] // Journal of Dentistry (Tehran). – 2017. – Vol. 14. – URL: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5748453/ (дата обращения: 28.09.2026). – Текст : электронный.

35. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers / V. Cacciafesta, M.F. Sfondrini, M. De Angelis [et al.] // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. – 2003. – Vol. 123. – № 6. – P. 633-640. – DOI: 10.1016/s0889-5406(03)00198-7. – Текст : непосредственный.

36. Effects of different types of laser etching versus phosphoric acid etching on shear bond strength of metal brackets to human enamel: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies / A. Golshah, N. Bagheri, M.M. Imani, R. Safari-Faramani // International Orthodontics. – 2020. – Vol. 18. – № 4. – P. 673-683. – DOI: 10.1016/j.ortho.2020.10.001. – Текст : электронный.

37. Effects of Er,Cr:YSGG Laser on Shear Bond Strength of the Orthodontic Brackets for 5 and 10 Seconds: An In Vitro Study / A. A. Bagwan, A. H. Abuaffan, A. Alrahlah, T. H. Al-Gunaid // International Journal of Dentistry. – 2022. – Vol. 2022. – Art. ID 9126699. – DOI: 10.1155/2022/9126699. – Текст : электронный.

38. Effects of Er:YAG laser pre-treatment on dentin structure and bonding strength of primary teeth: an in vitro study / J.H. Wang, K. Yang, B.Z. Zhang [et al.] // BMC Oral Health. – 2020. – Vol. 20. – Art. 316. – DOI: 10.1186/s12903-020-01315-z.

39. Effects of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin MMP-2 and MMP-9 / A. Mazzoni, P. Scaffa, M. Carrilho [et al.] // Journal of Dental Research. – 2013. – Vol. 92. – № 1. – P. 82-86. – DOI 10.1177/0022034512467034.

40. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance / U. Keller, R. Hibst, W. Geurtsen [et al.] // Journal of Dentistry. – 1998. – Vol. 26. – № 8. – P. 649-656. – Текст : непосредственный.

41. Evaluation of Er,Cr:YSGG Laser Effect on Microshear Bond Strength of a Self-Adhesive Flowable Composite in the Dentin of Permanent Molar: An In Vitro Study / M. Moslemi, F. Fotouhi Ardakani, F. Javadi [et al.] // Scientifica. – 2016. – Vol. 2016. – Art. ID 4856285. – DOI: 10.1155/2016/4856285. – Текст : электронный.

42. Hardness and modulus of elasticity of primary and permanent teeth after wear against different dental materials / R. Galo, M.M.M.G. Contente, D. Galafassi, M.C. Borsatto // European Journal of Dentistry. – 2015. – Vol. 9. – № 4. – P. 587-593. – DOI: 10.4103/1305-7456.172635. – Текст : электронный.

43. Helium-neon laser treatment transforms fibroblasts into myofibroblasts / N. Pourreau-Schneider, A. Ahmed, M. Soudry [et al.] // American Journal of Pathology. – 1990. – Vol. 137. – № 1. – P. 171-178. – Текст : непосредственный.

44. Hibst, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate / R. Hibst, U. Keller // Lasers in Surgery and Medicine. – 1989. – Vol. 9. – № 4. – P. 338-344. – Текст : непосредственный.

45. Hilgers, J.J. Clinical uses of diode lasers in orthodontics / J.J. Hilgers, S.G. Tracey // Journal of Clinical Orthodontics. – 2004. – Vol. 38. – № 5. – P. 266-273. – Текст : непосредственный.

46. Increased susceptibility for white spot lesions by surplus orthodontic etching exceeding bracket base area / M. Knösel, M. Bojes, K. Jung [et al.] // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. – 2012. – Vol. 141. – № 5. – P. 574-582. – Текст : непосредственный.

47. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation – phase I / J. Pelagalli, C. B. Gimbel, R. T. Hansen [et al.] // Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery. – 1997. – Vol. 15. – № 3. – P. 109-115. – Текст : непосредственный.

48. Kanca, J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces / J. Kanca // The Journal of the American Dental Association. – 1992. – Vol. 123. – № 9. – P. 35-43. – Текст : непосредственный.

49. Kitsmaniuk, Z. D. The use of low energy lasers for preventing and treating postoperative and radiation-induced complications in patients with head and neck tumors / Z. D. Kitsmaniuk, V. B. Demochko, V. I. Popovich // Voprosy Onkologii. – 1992. – Vol. 38. – № 8. – P. 980-986. – Текст : непосредственный.

50. Kurumada, F. A study on the application of Ga-As semiconductor laser to endodontics. The effects of laser irradiation on the activation of inflammatory cells and the vital pulpotomy / F. Kurumada // Ōu Daigaku Shigakushi. – 1990. – Vol. 17. – № 3. – P. 233-244. – Текст : непосредственный.

51. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice / S.K. Verma, S. Maheshwari, R.K. Singh, P.K. Chaudhari // Natl J Maxillofac Surg. – 2012. – Vol. 3. – № 2. – P. 124-132. – DOI: 10.4103/0975-5950.111342.

52. Mohamed, D.A. Surface Roughness of Er,Cr:YSGG Laser Etched Enamel Compared to Phosphoric Acid Etched Enamel: An In Vitro Study / D.A. Mohamed, R. Raafat // The Open Dentistry Journal. – 2023. – Vol. 17. – Art. ID e18742106263596. – URL: https://opendentistryjournal.com/VOLUME/17/ELOCATOR/e18742106263596/ (дата обращения: 29.01.2026). – Текст : электронный.

53. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissue at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers / T. Harashima, J. Kinoshita, Y. Kimura

[et al.] // Photomedicine and Laser Surgery. – 2005. – Vol. 23. – № 1. – P. 52-55. – Текст : непосредственный.

54. Moss, J. P. Three-dimensional assessment of treatment outcomes on the face / J. P. Moss, S. F. Ismail, R. J. Hennessy // Orthodontics & Craniofacial Research. – 2003. – Vol. 6. – Suppl. 1. – P. 126-131. – DOI: 10.1034/j.1600-0544.2003.245.x. – Текст : электронный.

55. Nakabayashi, N. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates / N. Nakabayashi, K. Kojima, E. Masuhara // Journal of Biomedical Materials Research. – 1982. – Vol. 16. – № 3. – P. 265-273. – Текст : непосредственный.

56. Neiburger, E. J. The effect of low-power lasers on intraoral wound healing / E. J. Neiburger // The New York State Dental Journal. – 1995. – Vol. 61. – № 3. – P. 40-43. – Текст : непосредственный.

57. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin / T. Fusayama, M. Nakamura, N. Kurosaki, M. Iwaku // Journal of Dental Research. – 1979. – Vol. 58. – № 4. – P. 1364-1370. – DOI: 10.1177/00220345790580041101. – Текст : электронный.

58. Olivi, G. Evidence-based dentistry on laser paediatric dentistry / G. Olivi, M. D. Genovese, C. Caprioglio // European Journal of Paediatric Dentistry. – 2009. – Vol. 10. – № 1. – P. 29-40. – Текст : непосредственный.

59. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins / L. Tjäderhane, F.D. Nascimento, L. Breschi [et al.] // Dental Materials. – 2013. – Vol. 29. – № 1. – P. 116-135. – DOI: 10.1016/j.dental.2012.08.004.

60. Orthodontic Bonding: Review of the Literature / A. H. Alzainal, A. S. Majud, A. M. Al-Ani, A. O. Mageet // International Journal of Dentistry. – 2020. – Vol. 2020. – Art. ID 8874909. – DOI: 10.1155/2020/8874909. – Текст : электронный.

61. Ozer, T. Laser etching of enamel for orthodontic bonding / T. Ozer, G. Basaran, N. Berk // American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. – 2008. – Vol. 134. – № 2. – P. 193-197. – DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.04.055.

62. Parker, S. Laser regulation and safety in general dental practice / S. Parker // British Dental Journal. – 2007. – Vol. 202. – № 9. – P. 523-532. – DOI: 10.1038/bdj.2007.370. – Текст : электронный.

63. Raman and Fourier Transform Infrared (FT-IR) mineral to matrix ratios correlate with physical chemical properties of model compounds and native bone tissue / E. A. Taylor, A. A. Lloyd, C. Salazar-Lara, E. Donnelly // Applied Spectroscopy. – 2017. – Vol. 71. – № 10. – P. 2404-2410. – DOI: 10.1177/0003702817709286. – Текст : электронный.

64. Roberson, T. M. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry / T. M. Roberson, H. O. Heymann, E. J. Swift Jr. – 4th ed. – St. Louis : Mosby, 2002. – Текст : непосредственный.

65. Sallam, R. A. Effect of Er:YAG laser etching on shear bond strength of orthodontic bracket / R. A. Sallam, E. A. Arnout // Saudi Medical Journal. – 2018. – Vol. 39. – № 9. – P. 922-927. – DOI: 10.15537/smj.2018.9.22793.

66. Self-etch adhesive systems: a literature review / M. Giannini, P. Makishi, A.P.A. Ayres [et al.] // Brazilian Dental Journal. – 2015. – Vol. 26. – № 1. – P. 3-10. – DOI: 10.1590/0103-6440201302442. – Текст : электронный.

67. Self-etching system v/s conventional bonding: Advantages, disadvantages / N. Toshniwal, N. Singh, V. Dhanjani [et al.] // International Journal of Applied Dental Sciences. – 2019. – Vol. 5. – № 3. – P. 379-383. – URL: https://www.oraljournal.com/pdf/2019/vol5issue3/PartF/5-3-49-913.pdf (дата обращения: 14.03.2024). – Текст : электронный.

68. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser / M.T. Schein, J.S. Bocangel, G.E.C. Nogueira, P.A.L. Schein // Journal of Dentistry. – 2003. – Vol. 31. – № 2. – P. 127-135. – DOI: 10.1016/S0300-5712(03)00003-4.

69. Shaker, A. Effect of Metal Primer Application on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets with Different Base Designs: An In Vitro Study / A. Shaker, S. Arici // Dentistry Journal. – 2026. – Vol. 14. – № 9. – Art. 581. – DOI: 10.3390/dj14090581. – Текст : электронный.

70. Sivaprakash Babu, K. B. Effect of laser surface treatment on shear bond strength between polyetheretherketone and heat-activated polymethylmethacrylate resin / K. B. Sivaprakash Babu, A. S. Chidambara Nathan, M. K. Balasubramanium // Journal of Prosthodontics. – 2024. – Vol. 33. – № 5. – P. 490-496. – DOI: 10.1111/jopr.13744. – Текст : электронный.

71. Sulieman, M. An overview of the use of lasers in general dental practice: 1. Laser physics and tissue interactions / M. Sulieman // Dental Update. – 2005. – Vol. 32. – № 4. – P. 228-236. – Текст : непосредственный.

72. Sze, S. Physics of Semiconductor Devices / S. Sze. – New York : Wiley, 1981. – 868 p. – Текст : непосредственный.

73. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel / C. Apel, J. Meister, R. S. Ioana [et al.] // Lasers in Medical Science. – 2002. – Vol. 17. – № 4. – P. 246-252. – DOI: 10.1007/s101030200036. – Текст : электронный.

74. The effect of a pulsed Nd:YAG laser in non-surgical periodontal therapy / D.E. Slot, A.A. Kranendonk, S. Paraskevas, F. van der Weijden // Journal of Periodontology. – 2009. – Vol. 80. – № 7. – P. 1041–1056. – Текст : непосредственный.

75. Three-dimensional analysis of facial morphology in normal Japanese children as control data for cleft surgery / T. Yamada, Y. Mori, K. Minami [et al.] // The Cleft Palate-Craniofacial Journal. – 2002. – Vol. 39. – № 5. – P. 517-526. – Текст : непосредственный.

76. Tominaga, R. Effects of He-Ne laser irradiation on fibroblasts derived from scar tissue of rat palatal mucosa / R. Tominaga // Kokubyo Gakkai Zasshi. – 1990. – Vol. 57. – № 4. – P. 580-594. – Текст : непосредственный.

77. Two-year clinical evaluation of self-etching adhesives in posterior restorations / J. Perdigão, M. Dutra-Corrêa, C. Anauate-Netto [et al.] // The Journal of Adhesive Dentistry. – 2009. – Vol. 11. – № 2. – P. 149-159. – Текст : непосредственный.

78. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy / L. M. Silverstone, C. A. Saxton, I. L. Dogon, O. Fejerskov // Caries Research. – 1975. – Vol. 9. – № 5. – P. 373-387. – DOI: 10.1159/000260179. – Текст : электронный.

79. Walsh, L. J. Dental lasers: some basic principles / L. J. Walsh // Postgraduate Dentistry. – 1994. – Vol. 4. – P. 26-29. – Текст : непосредственный.

80. Walsh, L.J. The current status of laser applications in dentistry / L.J. Walsh // Australian Dental Journal. – 2003. – Vol. 48. – № 3. – P. 146-155. – Текст : непосредственный.

81. Yenen, Z. An in vitro study on the effects of Er,Cr:YSGG laser on the enamel and dentin morphology and microleakage / Z. Yenen, J. Görücü // Cumhuriyet Dental Journal. – 2025. – Vol. 28. – № 1. – P. 36-44. – DOI: 10.7126/cumudj.1465957. – Текст : электронный.