**Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования**

**«Санкт-Петербургский государственный университет»**

*.*

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА**

* + - * 1. НА ТЕМУ: СРАВНЕНИЕ КРАЕВОЙ АДАПТАЦИИ К ЭМАЛИ РЕСТАВРАЦИЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АДГЕЗИВНЫХ СИСТЕМ ПОСЛЕДНИХ ПОКОЛЕНИЙ.

Выполнила студентка:

Лебедева Дарья Владимировна

5 курса 522 группы

Научный руководитель:

к.м.н*.* Туманова Светлана Адольфовна

Санкт-Петербург

2018 год

Оглавление

**ВВЕДЕНИЕ**…………………………………………………………………….5

**ГЛАВА 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР**7

1. Характеристика эмали зуба………………………………………………7
   1. Строение эмали, характеристика эмалевых призм и межпризменного вещества……………………………………………7
   2. Оформление краев эмали при пломбировании композиционными материалами10
2. Общая характеристика адгезивных систем……………………………12

2.1 Понятия адгезии и адгезивных систем, требования, предъявляемые к адгезивным системам………………………………………………….12

* 1. История создания адгезивных систем……………………………...13
  2. Механизм сцепления адгезивных систем с эмалью зуба…………19
     1. Особенности протравливания эмали………………………...20
     2. Виды протравливания эмали…………………………………21
  3. Состав адгезивных систем………………………………………….24

1. Адгезивные системы V поколения, их преимущества и недостатки, особенности работы………………………………………………..........27
2. Адгезивные системы VII поколения, их преимущества и недостатки, особенности работы……………………………………………………..30

**ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ**………………………………….35

2.1. Обоснование объектов и материалов исследования…………..35

2.2. Клиническое исследование……………………………………..38

**ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ**………………………….42

**ГЛАВА 4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ**…………………...……………51

* 1. Заключение…………………………………………………………51
  2. Выводы……………………………………………………………...52

4.3 Практическая значимость………………………………………….52

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ…………………………………………………….54

**СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ**

NPG-GMA - N-фенилглицил-глицидин метакрилат

BIS-GMA - бисфенол-А-глицидин метакрилат

TEGDMA - триэтиленгликоль диметакрилат

ЭДТА - этилендиаминтетрауксусная кислота

НЕМА - 2- гидроксиэтил метакрилат

4-MET - гидроксиэтилметакрилат тримеллитовой кислоты

MPD - 10-метакрилоилоксидецил-дигидроген фосфат

**ВВЕДЕНИЕ**

Современную стоматологию невозможно представить без адгезивных систем. Появившись в начале 70-х годов ХХ века, они стали использоваться практически во всех манипуляциях, связанных со стоматологическим приемом: в эстетических реставрациях, лечении некариозных поражений зубов, в восстановлении после проведенного эндодонтического лечения. Благодаря достижениям в области стоматологического материаловедения адгезивные системы были выделены в отдельный класс материалов, используемых для реставрации твердых тканей зубов. Ни один композиционный материал на данный момент не применяется без соответствующего ему адгезива. Адгезивные системы обеспечивают надежное сцепление и краевое прилегание реставраций к эмали и дентину зуба. Данная группа материалов может обеспечить сцепление с тканями зуба всех светоотверждаемых пломбировочных материалов (композитов, компомеров, ормокеров), материалов химического и двойного отверждения (химиокомпозитов), цементов для фиксации ортопедических конструкций двойного отверждения, керамики.

Наличие большого количества типов и поколений адгезивных систем позволяет выбирать и сравнивать предложенные варианты, что требует от врача определенных знаний о схеме работы с адгезивными системами. В зависимости от клинической ситуации выбирается тот или иной тип адгезивной системы, чтобы добиться наилучшего краевого прилегания композитного материала, качественной фиксации ортодонтических или ортопедических конструкций.

Одним из осложнений после пломбирования полостей светополимеризационым композитом с использованием адгезивов является нарушение краевого прилегания реставрации к эмали. Нарушение краевой адаптации ведет к микроподтеканиям реставраций, вследствие чего возникает разгерметизация пломбы и краевое прокрашивание, возможно возникновение вторичного кариеса. Нарушение краевого прилегания часто возникает в результате несоответствия действий врача-стоматолога и инструкции, которую предоставляет фирма-производитель к каждой адгезивной системе. Необходимо четко соблюдать время нанесения, смывания и засвечивания компонентов адгезивной системы для обеспечения наилучшего сцепления реставрации с эмалью и дентином зуба.

В связи с этим **целью** данной работы является проведение сравнения краевой адаптации композитных реставраций к поверхности эмали при использовании адгезивных систем V и VII поколений.

Для реализации цели были поставлены следующие **задачи**:

1. Изучить состав и свойства адгезивных систем V и VII поколений, их преимущества и недостатки.

2. Выявить толщину адгезивного слоя в области контакта светоотверждаемого композиционного материала с эмалью зуба при использовании сканирующего электронного микроскопа.

**Практическая значимость:**

Проведенное исследование позволило оценить различия в механизме и силе сцепления адгезивных систем V и VII поколений с поверхностью эмали при пломбировании полости I класса по Блеку композитным материалом светового отверждения.

Микроскопическое изучение объектов исследовательской работы позволило предложить рекомендации по улучшению краевой адаптации к эмали композитных реставрационных работ при использовании соответствующих адгезивных систем.

**ГЛАВА 1. ЛИТЕРАТУРНЫЙ ОБЗОР**

1. Характеристика эмали зуба

1.1. Строение эмали, характеристика эмалевых призм и межпризменного вещества.

Эмаль является самой минерализованной тканью в организме человека. Химический состав эмали, по данным D. H. Pashly, B. Ciucchi составляет по весу: 95% неорганических веществ, 1% органических веществ и 4% воды, но по объему состав отличается: 86% неорганических веществ, 2% органических веществ и 12% воды. Эмаль располагается поверх дентина, с которым тесно связана функционально и структурно. Толщина эмали максимальная в области бугров, где она достигает 2,5-3,5 мм. Наиболее тонкий слой покрывает шейку зуба – 0,01 мм.

Несмотря на свою твердость, эмаль достаточно хрупка. Однако ее разрушения при больших жевательных нагрузках не происходит из-за подлежащего слоя более упругого дентина. При разрушении дентина неизбежно происходит растрескивание эмали [16].

Эмаль является бесклеточным образованием, и не способна к регенерации, но при этом в ней постоянно происходит обмен веществ. Ионы поступают в эмаль из слюны или из подлежащих тканей – пульпы и дентина. Однако ионы могут как поступать в эмаль, так и выводиться из нее. Процессы реминерализации и деминерализации в норме должны находиться в состоянии динамического равновесия. Эмаль проницаема в обоих направлениях, наименьшей проницаемостью обладают ее наружные участки, которые обращены в полость рта [2, 7].

Эмаль образована эмалевыми призмами и межпризменным веществом, сразу после прорезывания покрыта кутикулой, которая со временем стирается. Эмалевые призмы – главные структурно-функциональные единицы эмали, которые проходят пучками через всю ее толщу радиально, (преимущественно перпендикулярно эмалево-дентинной границе), и имеют вид буквы S. Вблизи режущего края и краев жевательных бугров они идут в косом направлении, а приближаясь к краю режущей поверхности и к верхушке жевательного бугра, располагаются практически вертикально [14, 21]. В области шейки зуба расположение эмалевых призм отклоняется от горизонтальной плоскости в апикальную сторону. То, что эмалевые призмы имеют S-образный, а не линейный ход, рассматривают как функциональную адаптацию к повышенной нагрузке, благодаря которой не происходит образования радиальных трещин эмали под действием вертикальных сил при жевании. Форма призм на поперечном сечении – овальная, полигональная или наиболее часто – арочная. Эмалевые призмы состоят из плотно уложенных кристаллов, преимущественно гидроксиапатита – Са10(РО4)6(ОН)2 и восьмикальциевого фосфата с молекулами воды – Са8H2(РО4)6 \* 5Н2О. Встречаются и другие виды молекул, в которых имеется от 6 до 14 атомов кальция. Призмы имеют поперечной исчерченностью, образованной чередованием светлых и темных полос с интервалами в 4 мкм, что соответствует суточной периодичности формирования эмали.

Межпризменное вещество окружает призмы округлой и полигональной формы и разграничивает их. Однако при арочной структуре призм их части находятся в непосредственном контакте друг с другом, а межпризменное вещество практически отсутствует [24]. Межпризменное вещество в эмали человека на срезах имеет очень малую толщину (менее 1 мкм). Оно имеет меньшую прочность, чем эмалевые призмы, поэтому при возникновении трещин в эмали они обычно проходят по нему, не затрагивая сами призмы [3, 17].

Самый внутренний слой эмали толщиной 15-20 мкм у эмалево-дентинной границы (начальная эмаль) не содержит призм. В слое начальной эмали, который покрывает концы эмалевых призм и межпризменное вещество, содержатся мелкие молекулы гидроксиапатита толщиной около 5 нм, расположенные в большинстве перпендикулярно к поверхности эмали; между ними без строгой ориентации лежат крупные пластинчатые кристаллы.

Вследствие изменений в направлении хода пучки эмалевых призм на продольных шлифах в одних участках эмали оказываются рассеченными продольно (паразоны), в других – поперечно (диазоны). Чередование паразон и диазон на продольных шлифах эмали в отраженном свете обусловливает появление светлых и темных полос шириной около 100 мкм (10-13 эмалевых призм), которые располагаются перпендикулярно поверхности эмали. Эти полосы названы полосами Гунтера-Шрегера. Светлые полосы, видимые на шлифах, соответствуют паразонам, а темные - диазонам. Также имеются линии Ретциуса, которые представляют собой ростовые линии эмали.

На шлифах эмали можно обнаружить эмалевые пластинки, пучки и веретена. Эмалевые пластинки и пучки представляют собой участки эмали, содержащие недостаточно обызвествленные эмалевые призмы и межпризменное вещество, в которых имеется достаточно большая концентрация белков с высокой молекулярной массой [8, 19]. Они возникают в период развития зуба. Эмалевые веретена представляют собой короткие (несколько микрометров) булавовидные или веретенообразные структуры, располагающиеся во внутреннем слое эмали перпендикулярно эмалево-дентинной границе и не совпадающие по своему ходу с эмалевыми призмами.

На срезах эмали также можно обнаружить перикиматии, которые располагаются на ее поверхности. Перикиматии опоясывают коронку в виде горизонтальных параллельных линий. Они имеют вид продольных бороздок, и соответствуют тем участкам эмали, где она имеет меньшую толщину [27].

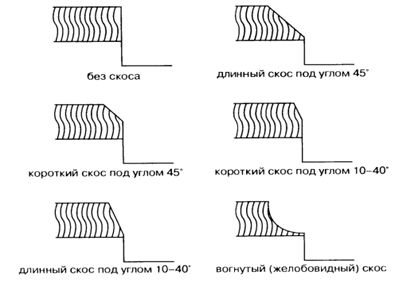
Эмаль временных и постоянных зубов имеет принципиальные различия, что необходимо учитывать при препарировании твердых тканей и их адгезивной подготовке перед реставрацией. На стадии незаконченной минерализации эмали, которая длится до 2-2,5 лет после прорезывания зуба в молочном прикусе, эмаль минерализована меньше [20]. Линии Ретциуса в ней выражены слабее, слой эмали в большинстве случаев не превышает 1 мм (чаще всего около 0,5-0,7 мм). Эмалевые призмы во временных зубах ориентированы преимущественно горизонтально, особенно в области шеек зубов, слой безпризменной эмали приэтом выражен слабо.

1.2 Оформление краев эмали при пломбировании композиционными материалами

Обработка краев эмали (финирование) является заключительным этапом формирования полости. Финирование проводится для профилактики рецидивов кариеса, а также для обеспечения наилучшего сцепления между композиционным материалом и эмалью. После обработки алмазными или твердосплавными борами на большой скорости эмаль по краям кариозной полости ослаблена, имеет трещины, неровности, эмалевые призмы фрагментированы, не имеют связи с подлежащими тканями [26]. В дальнейшем это может явиться причиной нарушения краевого прилегания пломбы, развития рецидивного кариеса. Все это диктует необходимость финишной обработки краев полости, предусматривающей удаление ослабленных, поврежденных участков эмали. Наружная часть эмалевых призм у входного отверстия кариозной полости, как правило, не имеет опоры и является участком, менее устойчивым к жевательному давлению [14]. При препарировании предусматривается создание по краю полости скоса (фальца) под углом 45 градусов (также возможны варианты угла в 60 и 30 градусов). Кроме того, скос эмали увеличивает площадь контакта пломбировочного материала с эмалью и предохраняет осевое смещение пломбы во время воздействия жевательного давления. Скос может распространяться на всю толщину эмали (длинный скос), а может захватывать только ее часть (короткий скос).

В большинстве случаев сошлифовывание краев эмали и создание скоса проводят с помощью алмазных мелкозернистых боров пламевидной или конусовидной формы на высокой скорости вращения с использованием водяного охлаждения, чтобы избежать перегрева тканей зуба, или твердосплавными 10—12 гранными финирами. Также для создания скоса эмали можно использовать эмалевые ножи. Они позволяют в полном объеме удалить эмалевые призмы, которые не имеют под собой подлежащих тканей. Помимо эмалевых ножей и мелкозернистых боров возможно использование пескоструйного аппарата, например KaVo ProphyFlex, что на данный момент считается оптимальным способом создания скоса при композитных реставрациях во фронтальном отделе [11]. Порошок на основе карбоната кальция позволяет убрать поврежденные, ослабленные участки эмали и придать ей гладкость. Еще одним вариантом создания скоса эмали является применение длинного тонкого ультразвукового скейлера с водяным охлаждением, который хорошо удаляет эмалевые призмы без подлежащего дентина.

Единый подход к варианту скоса эмали на жевательной поверхности пока не выработан. Е.В.Боровский (2001) считает, что скос эмали должен быть в обязательном порядке по всему краю полости на половину толщины эмали. При этом возможны различные варианты скоса: вогнутый, прямой и т.д. И.М.Макеева (1997) рекомендует делать скос на жевательных зубах менее 45°, чтобы при дальнейшей работе иметь возможность поместить на этот участок достаточно толстый слой эмаль. А.Ж.Петрикас (1997) рекомендует формировать длинный скос по всей эмалевой стенке, с вогнутостью для увеличения площади контакта адгезивного материала с тканями зуба. Длина контакта композита с эмалью должна быть не менее 1 мм.



*Рисунок 1. Варианты формирования скоса эмали.*

2.Общая характеристика адгезивных систем

2.1.Понятия адгезии и адгезивных систем, требования к адгезивным системам

Для четкого представления о назначении отдельных компонентов адгезивных систем, целях и последовательности их применения, адекватной оценки результатов адгезивной подготовки необходимо владеть знаниями в области адгезивной стоматологии. Адгезия (от лат. adhaesio — прилипание) - возникновение связи между поверхностными слоями двух разнородных (твёрдых или жидких) тел. В композитных реставрациях адгезия должна возникать между тканями эмали и дентина и композиционным материалом. Все адгезивы должны применяться строго соответствуя разработанной для них адгезивной техники. Под адгезивной техникой понимается процесс модификации поверхности твердых тканей зуба в зоне дефекта с целью обеспечения прочной связи стоматологических материалов с эмалью и дентином [26]. Оптимальным считается три основных этапа адгезивной подготовки: протравливание, прайминг и бондинг.

В связи с широким развитием композиционных материалов, адгезивы также получили широкое распространение. Многие стоматологические фирмы-производители имеют свою определенную адгезивную систему под свой материал. Помимо обеспечения надежной адгезии, все адгезивные системы должны соответствовать общим требованиям. Они должны быть биосовместимыми, не раздражать окружающие ткани, в том числе и пульпу. Наличие токсических веществ в адгезиве может привести к постпломбировочным болям и дальнейшей разгерметизации пломбы [34]. Помимо этого, адгезивы должны компенсировать напряжение, возникающее в тканях после полимеризации пломбы. Полимеризационная усадка приводит к «полимеризационному стрессу» - возникновению в процессе полимеризации композита напряжения на границе пломбы с зубом. Это может стать причиной дебондинга - отрыва композиционного материала от дна или стенок полости. Применение адгезивов, особенно вместе с жидкотекучими композитами, позволяет увеличить силу сцепления материала с тканями зуба, благодаря чему силы, возникающие в результате полимеризационного стресса, не могут разорвать это соединение [19]. Особенно это важно при реставрациях I и V классов. Также адгезивы должны быть нерастворимыми при контакте с ротовой и дентинной жидкостями. Это обеспечивается за счет внесения в состав адгезивной системы гидрофобных компонентов и образования твердой смолистой структуры после полимеризации [1]. Удобство и легкость применения, длительный срок хранения также улучшают технические характеристики адгезивов.

2.2 История адгезивных систем

Впервые адгезивная технология в стоматологии появилась благодаря Buonоcore в 1955 г., который установил, что обработка эмали 85%-ной ортофосфорной кислотой в течение 30 секунд улучшает сцепление с пломбировочным материалом. Возникшая 40 лет назад техника предварительного протравливания эмали кислотой легла в основу современных адгезивных методик реставрации зубов. С этого момента начала разрабатываться концепция предварительной обработки зуба, то есть адгезивной подготовки с целью получения прочной связи с тканями зуба. Через 10 лет Bowen разработал смолу на основе N-фенилглицил-глицидин метакрилата (NPG-GMA), которая обладала способностью глубоко проникать в микропоры протравленной эмали, что стало первым предшественником современных адгезивных систем.

Первое поколение адгезивов появилось в конце 70-х годов прошлого века. Их характеризуют достаточно высокие показатели адгезии к эмали, но адгезия к дентину была низкой – не больше 2 МПа [13]. Наиболее частым общим подходом для данного поколения было использование диметакрилата глицерофосфорной кислоты, бифункциональная молекула которого взаимодействует с кристаллами гидроксиапатита. В таком случае метакрилатные группы могут связывать акриловые смолы композиционного материала. Проблема краевой разгерметизации стояла крайне остро – сложности возникали уже через несколько месяцев после проведенного лечения. При использовании адгезивов в области жевательных зубов часто наблюдалась значительная постоперационная чувствительность. Представителями первого поколения являются CosmicBond, Cervident.

В начале 80-х годов прошлого века появилось второе поколение адгезивов. Здесь впервые была сделана попытка задействовать смазанный слой для получения более высоких показателей адгезии к дентину. В результате сила адгезии к дентину возросла до 4-8 МПа, что значительно больше, чем у I поколения систем. Однако, при применении данной группы часто наблюдались микроподтекания, проблема постоперационной чувствительности также не была решена [9]. Большинство из них имели в своем составе смесь эфиров фосфорной кислоты со смолами (Bis-GMA или HEMA) без различных наполнителей. Представители II поколения: Scothbond, Bond Lite.

Третье поколение адгезивов появилось в начале 1980-х и активно использовалось до начала 1990-х. В третьем поколении впервые использовалась обработка дентина, как часть адгезивной техники. В составе адгезивной системы имелись двухкомпонентный праймер (Primer A, Primer B) и бонд (Bond). Предварительно эмаль протравливалась 37%-ной фосфорной кислотой, дентин обрабатывался праймермом, содержащим органическую кислоту (ЭДТА, малеиновую кислоту), гидрофильный мономер (4-META или HEMA) и растворитель (спирт или ацетон), которые повышали микропроницаемость дентина. Связь с поверхностным слоем дентина осуществлялась за счет его модификации органической кислотой, которая позволяла гидрофильному мономеру пропитывать дентин [18]. Несмотря на модификацию смазанного слоя, адгезия к дентину оставалась все еще достаточно низкой (10–15 МПа). Завершающий этап адгезивной подготовки включал нанесение бонда, содержащего гидрофобные мономеры, чаще всего использовались Bis-GMA; UDMA; TEGDMA. Наиболее часто применяемыми адгезивами третьего поколения были Gluma, XR bond, Superbond.

Появление адгезивов четвертого поколения в начале 1990-х годов преобразило стоматологию. Показатель адгезии к дентину достиг “современных” значений – 17-25 МПа. Именно в четвертом поколении впервые начали использовать гибридный слой между дентином и композиционным материалом. Основным своим успехом адгезивы четвертого поколения обязаны технике тотального протравливания и концепции влажного дентинного бондинга, которая уменьшала постоперационную чувствительность и увеличивала силу адгезии [28]. Техника их использования включает в себя три этапа: протравливание 37%-ой ортофосфорной кислотой, прайминг и бондинг. Большинство систем 4-го поколения являются многофункциональными, т. е. предназначены для работы с большим спектром стоматологических материалов. Главным недостатком четвертого поколения адгезивов является их сложность в работе и высокая чувствительность к нарушению этапов работы, что заставило искать новые варианты адгезивных систем. Так появилось пятое поколение адгезивов.

Адгезивные системы 5 поколения включают в себя двухкомпонентную систему, предусматривающие двухшаговую технику применения: кондиционирование тканей и нанесение адгезива. Адгезивная подготовки при использовании данных систем занимает достаточно много времени, но они обеспечивают хороший предсказуемый клинический результат. В зависимости от того, какая техника протравливания выбрана, эти адгезивные системы дополнительно подразделяют на две группы: адгезивные системы 5а поколения — для протравливания (кондиционирования) эмали и дентина используется 37% фосфорная кислота, и адгезивные системы 5Ь поколения, которые похожи по составу на VI поколение адгезивных систем — для кондиционирования эмали и дентина используются самопротравливающие праймеры (самопротравливающие несмываемые кондиционеры). Они состоят из смеси слабых органических кислот и различных добавочных компонентов. Наиболее распространены самопротравливающие праймеры на основе малеиновой кислоты [4]. Также существуют адгезивы пятого поколения, оказывающие противокариозное действие за счет выделения фтора, например, цетиламин гидрофлюорид в Prime & Bond 2.1 (Dentsply). По сравнению с адгезивными системами 4 поколения, адгезивы 5 поколения проще в применении, работа с ними требует меньше времени, однако, сила адгезии у них несколько меньше, на 2-3 МПа. Их значительным минусом является возможное возникновение постоперационной чувствительности, особенно при несоблюдении времени нанесения протравочного геля ортофосфорной кислоты на дентин. Некоторые производители дополнительно вводят в состав адгезива компоненты, снижающие их чувствительность к степени увлажненности дентина. Так, в составе Single Bond Universal присутствует Vitrebond Copolymer – модифицированная метакрилатами полиалкеновая кислота, которая обеспечивает полноценную адгезию как к сухому, так и к влажному дентину. Представителями являются Single bond 2, FL-Bond, Clearfil Liner Bond.

Адгезивные системы 6 поколения представляют собой одно-двухкомпонентные одношаговые самопротравливающие системы (self-etching all-in-one adhesives). Впервые на стоматологическом рынке они появились в середине 90-х годов. Разработчики 6 поколения адгезивов с помощью самопротравливающих систем пытались снизить количество нарушений адгезивных протоколов, а также уменьшить время работы с адгезивами. Шестое поколение включает в себя две группы материалов: одношаговые и двухшаговые системы. Они представлены системами «праймер с протравкой + бонд» или «самопротравливающий агент + праймер с бондом». Сила сцепления с эмалью для большинства представителей этой группы около 20 МПа, с дентином 20-25 МПа, что обеспечивает надежное сцепление с композиционным материалом. Существуют системы, состоящих из трех бутылочек, например FL-bond. В данном случае праймер состоит из двух компонентов, которые смешиваются непосредственно перед нанесением и полимеризацией. Раздельное нанесение компонентов объясняется большой разницей в рН праймера и протравки (1,5 единицы) и бонда (4 единицы). Адгезивные системы 6 поколения обеспечивают более простую и быструю методику работы и почти полное отсутствие постоперативной чувствительности [10]. Представителями являются FuturaBond, Etch&Prime 3.0, Adper Promt L-Pop.

Самопротравливающие адгезивы VII поколения являются одной из последних разработок в адгезивной стоматологии, сравнительно недавно появившись на рынке. По многим характеристикам они похожи на самопротравливающие адгезивные системы 6-го поколения, за исключением этапа смешивания компонентов, который не требуется для работы с VII поколением адгезивов. Данные системы представлены одним флаконом, содержащим протравку, праймер и бонд. Ассортимент материалов этой группы значительно расширился в течение последних лет [21]. Многие системы доступны в унидозах, что значительно снижает риск передачи инфекционного материала между пациентами. Почти все представители данного поколения требуют достаточную экспозицию материала (около 20 секунд в зависимости от фирмы-производителя) для надежного протравливания тканей зуба. Все самопротравливающие адгезивы наносятся одним слоем, за исключением системы All-Bond Universal (Bisco). Они не требуют контроля влажности дентина, смешивания компонентов, как в адгезивных системах VI поколения, нанесения в несколько слоев, что делает их наиболее удобными в применении. Риск развития постоперативной чувствительности при использовании адгезизов 7-го поколения очень низкий, благодаря отсутствию возможности перетравливания или пересушивания дентина [4]. Представителями данной группы являются Clearfil tri-s bond, Adper EasyBond, OptiBond All in one.

На данный момент ведутся активные научные работы по изготовлению адгезивных систем VIII поколения, которые имели бы минимальные осложнения при работе и при этом максимально экономили время на приеме. Одним из первых представителей данной группы на рынке стал GC Premio Bond. Он является однокомпонентным, светоотверждаемым адгезивом, который обеспечивает быструю технику работы с 10-секундной экспозицией. Данная адгезивная система имеет в своем составе 3 функциональных мономера: 4-MET, MDP, MDTP. Данный адгезив совместим со всеми методами протравливания, самопротравливания и избирательного протравливания и применяется во всех классах прямых реставраций [16]. Также возможно его использование не только для прямого бондинга, но и для ремонта прямых композитных реставраций и косвенных ортопедических конструкций на каркасах из композита, металла и диоксида циркония, а также для лечения гиперчувствительности.

2.3 Механизм сцепления адгезивных систем с эмалью зуба

Композитные материалы не имеют химической адгезии с тканями зуба, поэтому независимо от вида используемого композитного материала необходимо предварительное проведение кислотного протравливания поверхности эмали [15]. Данный процесс получил название кондиционирования тканей зуба. Оно представляет собой нанесение на отпрепарированную поверхность эмали 35—37% раствор фосфорной кислоты. Некоторые фирмы-производители имеют в своем ассортименте более слабые растворы фосфорной кислоты, например, протравочные гели «Gluma Etch 20 Gel» и «Esticid-20 FG» фирмы «Heraeus /Kulzer» изготовлены на основе 20% фосфорной кислоты, однако чаще всего используется классический 37% раствор, имеющий pH 0,8 единиц. При увеличении процентной концентрации кислоты в составе геля происходит полное растворение поверхностного слоя эмали с отсутствием микрорельефа, в то же время уменьшение концентрации – к недостаточному растворению поверхности эмали [22].

На данный момент ортофосфорная кислота выпускается производителями в виде окрашенного геля. Они более удобны в работе, чем жидкие растворы, и исключают попадание кислоты на слизистую оболочку полости рта. Кроме того, такие фирмы, как «Ultradent», «Bisco» и другие выпускают протравочные гели с добавлением бактерицидных компонентов — бензалкония хлорида, ацетилпиридина хлорида и т.д.

2.3.1 Особенности протравливания эмали

В результате процесса кислотного протравливания с эмали удаляется поверхностный слой на глубину 5—10 мкм, в ней образуются поры глубиной до 50 мкм [12]. В результате увеличивается поверхность, повышается активность реагирования структуры эмали и улучшается смачиваемость. Адгезивное сцепление композита к предварительно протравленной эмали на 75 % больше по сравнению с непротравленной.

Под воздействием ортофосфорной кислоты происходит разрушение участков эмалевых призм, избирательное удаление межпризменного вещества из структуры эмали, вследствие чего появляется микрорельеф и она становится микрошероховатой, что в разы увеличивает поверхность сцепления с композиционными материалами [8]. Установлено, что действие ортофосфорной кислоты на твердые ткани зубов, в особенности эмали, будет разное у лиц с различной степенью их минерализации.

В начале 2000-х годов классическим временем протравливания считалось 60 секунд. Однако, экспериментальные исследования с использованием электронной и световой микроскопии (Bark meier W.W, 1986; Swift E.J, 1995) доказали, что травление в течение 15 секунд приводит к такой же пористости эмали, что и при экспозиции в течение 60 секунд. Более того, нанесение в течение 60 секунд приводит к нежелательному разрушению эмалевых призм [6, 29]. Оптимальным временем протравливания на данный момент считается 15-30 секунд, его достаточно для создания удерживающей микрорельефной поверхности. Однако, в случае с депульпированными зубами увеличивается деминерализация и проницаемость эмали, изменяется ее структура, неорганического компонента эмали становится меньше. Кроме того, глубина и ширина эмалевых пор при протравливании депульпированных зубов намного глубже, чем у зубов с сохраненной пульпой. Для оптимального протравливания эмали депульпированных зубов достаточно 5 секунд.

После протравливания и высушивания эмаль становится матовой, меловидно-белой, утрачивает свой блеск. Попадание ротовой жидкости на протравленную поверхность недопустимо. Если это произошло, то необходимо повторить процесс протравливания заново. После нанесения бонда гидрофобные мономеры легко заполняют пространства микрорельефа эмали [5, 15]. После полимеризации бонда в поверхностном слое эмали образуется прочно с нею связанный, благодаря микроретенции, гибридный слой.

При использовании самопротравливающих адгезивных систем VI и VII поколений деминерализация эмали осуществляется по другому механизму, так как отсутствует этап смывания геля ортофосфорной кислоты и дальнейшего высушивания эмали. Самопротравливающие адгезивные системы могут быть подразделены на мягкие, умеренные или агрессивные в зависимости от их показателя кислотности. Для протравливания используют водные растворы кислых мономеров, которые сами обладают определенным значением pH или содержат присоединенные молекулы фосфорного эфира. В водной среде происходит диссоциация мономеров с образованием соответствующей кислоты и радикалов метакрилатов с ненасыщенными связями [24].

2.3.2 Виды протравливания эмали

На данный момент существуют 3 классические техники протравливания тканей зуба: техника тотального протравливания, техника избирательного протравливания и самопротравливающая техника. Техника тотального протравливания представляет собой одновременное нанесение 37% фосфорной кислоты в виде геля на эмаль и дентин в течение 15 секунд. Отсчет времени ведут после окончания наложения кислоты на эмаль. Основное требование к протравливанию: эмаль протравливают не менее 15 секунд, дентин — не более 15 секунд. Данная техника позволяет экономить время адгезивной подготовки, но при этом обеспечивает достаточно надежное сцепление. Минусом является возможность возникновения постоперационной чувствительности, особенно при несоблюдении времени протравливания [1].

В технике самопротравливания используется адгезивная система VI или VII поколения, содержащая самопротравливающий агент, который наносится как на эмаль, так и на дентин в течение времени, которое индивидуально указано в инструкции для каждого производителя. Самопротравливающая техника значительно экономит время работы, но при этом не всегда обеспечивает достаточную адгезию композиционного материала к эмали [14]. Селективное протравливание принято как третий вариант, занимающий промежуточную позицию между техникой тотального протравливания и самопротравливающей техникой. Данная избирательная техника получила широкое распространение в последнее время и представляет собой нанесение 37% геля ортофосфорной кислотой на эмаль в течение 15 секунд и дальнейшее внесение самопротравливающего адгезива. Она обеспечивает максимальную адгезию как дентину, так и к эмали, но при этом снижает возможность постоперационной чувствительности, которая свойственна для техники тотального протравливания [18]. Выбор техники протравливания всегда должен определяться клинической ситуацией.

В зависимости от структуры, которая получается после протравливания эмали, его можно подразделить на 5 типов. 1 тип протравливания подразумевает протравливание сердцевины эмалевой призмы, во 2 типе протравливается межпризматическое вещество, 3 тип сочетает в себе элементы первых двух типов, а 4 тип представляет собой глубокое протравливание и образование ямок и впадин. В 5 типе эмалевая поверхность не протравливается. Наилучший результат достигается при протравливании эмали по 1 или 2 типу. Смешанный тип протравливания обладает более слабым удерживающим действием на композит.

Способ нанесения протравочного геля на эмаль также может быть различным. В случае динамического протравливания ортофосфорная кислота наносится на эмаль втирающими движениями с помощью браша или кисточки-аппликатора. Простого нанесения кислоты на эмаль (статичного или пассивного травления эмали) для качественного протравливания может быть недостаточно [4, 7]. Нанесение протравочного геля на 15 секунд обеспечивает качественное протравливание только лишь внутренних, состоящих из эмалевых призм, участков. При этом протравливание наружных, апризматических участков эмали, происходит недостаточно [9]. В результате на поверхности остаются участки непротравленной эмали, с которыми адгезив не взаимодействует. С другой стороны, недостаточное протравливание эмали кислотой может быть связано с неравномерным распределением геля по поверхности. Втирание кислоты брашем или кисточкой в эмаль позволяет решить эту проблему. В случае пассивного протравливания гель наносится на эмаль без активации и оставляется на 15 секунд, после чего смывается водной струей.

На данный момент принято разделять адгезивные системы по наличию отдельного шага протравливания с последующим удалением фосфорной кислоты и по количеству ступеней в адгезивном протоколе. На основании первого признака выделяют системы тотального протравливания, избирательного протравливания и самопротравливания, которое специфично только для самопротравливающих адгезивов. По второму признаку адгезивы могут быть трехшаговые, двухшаговые и одношаговые. Трехшаговые адгезивы включают в себя 4 поколение адгезивных систем (отдельно протравочный гель, праймер, бонд) и 6 поколение (при избирательном протравливании). Двухшаговые адгезивы – 5 поколение (протравочный гель, адгезив), 6 поколение в технике самопротравливания. Одношаговые адгезивы – 7 поколение в технике самопротравливания.

2.4 Состав адгезивных систем

Адгезивная система стандартно включает в себя набор жидкостей, включающий в различных вариантах протравливающий компонент, растворитель, гидрофильный праймер и гидрофобный бонд. Помимо этого во всех адгезивных системах включены дополнительные компоненты, такие как: стабилизаторы, инициаторы, и иногда неорганический наполнитель. При использовании адгезивных систем, которые подразумевают технику тотального протравливания, кислота (неорганическая ортофосфорная или органическая малеиновая или лимонная кислоты) является отдельным составляющим системы и используется для протравливания твердых тканей зуба с последующим удалением струей воды. Слабокислотные функциональные молекулы, которые включаются в системы VI и VII поколений, слабо протравливают эмаль и только модифицируют смазанный слой дентина [11]. Мономеры представляют собой вещества органической природы. После полимеризации они образуют специальную матрицу, обеспечивающую структурное единство слоя адгезива и его прочностные свойства. Выделяют два основных вида мономеров: функциональные - всегда содержат функциональную группу и одну группу для полимеризации и поперечно-сшивающие мономеры - содержат две или более группы для полимеризации. Функциональные мономеры содержат кислотную группу и выполняют протравливающую функцию, являются гидрофильными и используются для праймирования гидрофильной поверхности дентина [25]. Поперечно-связывающие мономеры чаще всего гидрофобны и при их полимеризации образуется сеть полимеров, что улучшает прочностные характеристики адгезива.

С целью упрощения использования, в новых адгезивных системах (5 и 7 поколение) функциональные и поперечно-связывающие мономеры расположены в одном флаконе, в более ранних поколениях (3 и 4 поколение) гидрофильные мономеры входят в состав праймера, а гидрофобные мономеры в состав адгезива [21].

Инициаторы – это молекулы, запускающие реакции полимеризации в адгезивной системе. Эти молекулы обладают атомными связями с небольшой энергией диссоциации, они формируют свободные радикалы и активируют реакцию свободнорадикального окисления [6]. Радикалы могут образовываться в разнообразных тепловых, фотохимических и окислительных реакциях, в композитных материалах и адгезивных системах наиболее популярны фотоинициаторы и химические инициаторы. Инициаторы добавляются к адгезивной системе в очень малых количествах – 0.1–1 % от веса, при этом они несколько ухудшают биосовместимость адгезивов, из-за цитотоксичости, связанной со способностью образовывать свободные радикалы [12].

Стабилизаторы помещаются в состав адгезивов для предотвращения спонтанной активации инициаторов, особенно при повышенной температуре хранения. Они ингибируют небольшие количества спонтанно образующихся свободных радикалов, но не могут предотвратить полимеризацию во время активации инициатора светом. При этом большие количества стабилизатора могут привести к снижению скорости полимеризации адгезива, поэтому важно соблюдение баланса между концентрациями инициатора и стабилизатора, для достижения приемлемого срока годности материала и его хорошей конверсии при полимеризации.

Растворители используются в адгезивных системах для улучшения смачивания поверхности зуба, диффузии мономеров в микропористую структуру эмали и дентина. Все разработанные на данный момент адгезивные системы выпускаются в виде жидкости, в которой определенную долю составляет растворитель [9, 21]. Исключением является только система One Coat Bond (Coltene) которая выпускается в виде геля, не содержащего растворителя. Задача растворителя – обеспечить хорошее проникновение молекул мономера в сеть деминерализованных коллагеновых волокон дентина. В случае высушенного дентина, растворитель должен быть способен расправлять коллапсированные коллагеновые волокна.

Характеристики растворителя в основном определяются его полярностью [14]. Выделяют 3 вида растворителей: полярные протонные, полярные апротонные и неполярные. Полярные протонные растворители, такие как вода и этанол, содержат гидроксильную группу. Полярные апротонные имеют большой дипольный момент и, как правило, содержат кетоновую группу, например, ацетон. Неполярные растворители имеют низкую диэлектрическую константу и дипольный момент. В адгезивных системах вода, этанол и ацетон являются самыми распространенными растворителями [30].

Неорганической наполнитель не всегда включают в состав адгезивных систем, в отличие от композитных материалов. Традиционно считается, что наполнитель улучшает прочностные характеристики адгезивного слоя, однако при условии относительно низкой наполненности адгезивов и толщины их слоя этот вопрос требует дополнительного изучения [18]. Включение наполнителя в систему может сильно менять вязкость адгезива, тем самым увеличивая толщину образуемой им пленки. Слишком тонкий слой адгезива может страдать от неполной полимеризации, вызванной ингибированным кислородом слоем. С другой стороны, вязкость адгезива ухудшает его способность смачивать поверхность дентина.

3. 3. Адгезивные системы V поколения, их преимущества и недостатки, особенности работы

На данный момент адгезивные системы V поколения являются наиболее распространенными адгезивами в стоматологической практике [2]. Многие специалисты отдают предпочтение именно данным системам из-за хороших отдаленных клинических результатов. Улучшение этих материалов проводилось в направлении сокращения количества компонентов адгезивной системы, этапов и общего времени адгезивной подготовки. Адгезивы 5 поколения представляют собой однокомпонентный связующий препарат, в котором содержатся как адгезивные компоненты, необходимые для образования гибридного слоя, так и вещества, обеспечивающие связь этого слоя с реставрационным композитным материалом.

По составу эти адгезивы представляют собой смесь низкомолекулярных гидрофильных смол и эластомеров, растворенных в спирте, ацетоне или воде [11, 31]. Стандартная техника их применения включает два этапа: тотальное протравливание твердых тканей зуба в течении 15 секунд и аппликацию смеси праймер-бонд в течении 25 секунд с последующей фотополимеризацией. В результате проведения данных манипуляций на поверхности эмали появляется микрорельеф, смазанный слой дентина после препарирования растворяется и удаляется, поверхностные слои дентина деминерализуются, обнажаются коллагеновые волокна, раскрываются дентинные канальца [17].

Первые версии однобутылочных систем (Gluma One Bond, Primе&Bond 2.1) требовали несколько аппликаций (2–3 раза) для достижения нужного адгезии, что не давало выигрыша во времени по сравнению с четвертым поколением. Более поздние версии однобутылочных систем были усовершенствованы и требуют только одной аппликации материала (Primе&Bond NT, Exite, Solobond M, PQ1).

Работа с адгезивными системами V поколения требует определенных правил для избегания развития постоперационных осложнений. Нанесение адгезива необходимо проводить с помощью аппликаций на стоматологическом браше, соответствующему размеру полости. При этом не рекомендуется втирать его с чрезмерным усилием его в поверхность дентина, поскольку это может стать причиной повреждения коллагеновых волокон в дентинных канальцах [6, 29]. Также после нанесения адгезива необходимо выдержать рекомендованный производителем промежуток времени (около 10-15 секунд) для удаления излишков растворителя, чтобы адгезив проник на ту же глубину, что и ранее нанесенный протравочный гель [4]. Для достижения равномерного распределения адгезива по стенкам отпрепарированной полости и избежать наличия участков, не покрытых адгезивом, рекомендуется производить двухкратное нанесение адгезива, особенно при достаточно больших полостях I и II класса и полостях сложной конфигурации [10]. При этом первая порция адгезива не высушивается воздухом и не полимеризуется. Вторая порция адгезива наносится сразу же после нанесения первой порции.

Как и все системы, работающие с техникой тотального протравливания, адгезивы V поколения очень чувствительны к пересушиванию дентина, высок риск появления чувствительности после вмешательства. Одним из основных условий качественной адгезии и отсутствия постоперативной чувствительности является видимая степень влажности дентина после удаления протравочного геля. Сила адгезии резко уменьшается при пересушивании дентина [27]. При этом отмечается спадение и коллапс коллагеновых волокон, что ухудшает проникновение праймера между ними для образования прочной связи. Однако, слишком влажный дентин также не обеспечивает достаточной адгезии. Основным критерием степени влажности дентина является слегка влажный, искрящийся дентин. В связи с этим рекомендуется проводить этап подсушивания дентина не воздушной струей, а с помощью поролоновых губок (например, PeleTim), которые впитывают определенное количество влаги, при этом оставляя поверхность дентина достаточно увлажненной для создания полноценного гибридного слоя.

Также для решения проблемы постооперативной чувствительности были предложены увлажнители дентина, фиксирующие сеть коллагеновых волокон благодаря водному раствору НЕМА (2- гидроксиэтил метакрилат) и включенным стабилизаторам (Gluma Desensitizer, Aqua-Prep, Clearfil SA Primer). HEMA представляет собой полярную органическую молекулу с низкой рН и выраженными гидрофильными свойствами [33]. Эти свойства в комбинации с растворителем позволяют HEMA проникать вглубь структур протравленного дентина [4, 16]. В увлажнителях дентина HEMA находится вместе с веществами, стабилизирующими коллагеновые волокна (глютаральдегид, производные салициловой кислоты). Также при работе с глубокими полостями, где риск развития постоперационной чувствительности особенно высок, некоторые производители советуют использовать изолирующие подкладочные материалы из стеклоиономерного цемента, например Vitrebond ЗМ ESPE.

В последнее время в состав адгезивных систем вводятся особо мелкие частицы наполнителя, так называемые нанонаполнители, которые могут проникнуть в эмалевый микрорельеф, образующийся после протравливания и дентинные канальцы (One Step (Bisco), Optibond Solo (Kerr), Prime & Bond NT (Dentsply), Single Bond 2 (ЗМ)). Данные молекулы представляют собой вещество с поперечносшитой структурой, упрочняя адгезивный слой и усиливая микромеханическую ретенцию адгезива. Средний размер частиц нанонаполнителя 0,001-0,008 нм, что позволяет им легко проникать в пористые поверхности. Наличие наполнителя повышает твердость адгезива и приближает его по составу к композиту. Данные параметры улучшают прочность прикрепления нанонаполненной адгезивной системы и обеспечивает улучшенное краевое прилегание композита к твердым тканям зубов.

4. Адгезивные системы V поколения, их преимущества и недостатки, особенности работы

Адгезивные системы VII поколения представляют собой одноэтапные препараты, сочетающие свойства кондиционера, протравливающего агента, десенсетайзера, праймера и адгезива. Ассортимент материалов этой группы значительно расширился в течение последних 1–2 лет. Представители — i-Bond Gluma inside (SelfEtch), Xeno IV, Clearfil Tri-s bond. Все самопротравливающие адгезивы 7-го поколения содержат воду и высокую концентрацию кислотных гидрофильных мономеров (до 40 %), нанонаполнитель (5–15 %), несколько типов фотоинициаторов, что позволяет полимеризовать их любым источником света (галогеновыми, светодиодными, плазменными лампами и лазерами) [32]. Многие системы доступны как в бутылочках, так и в унидозах.

В самопротравливающих адгезивах для протравливания эмали имеются кислые мономеры, которые удаляют смазанный слой. В момент работы кислых мономеров одновременно идет праймирование поверхности дентина и инфильтрация смолами. В зависимости от рН этих мономеров, толщина гибридного слоя будет различной, чем меньше рН, тем толще в конечном итоге гибридный слой и сила связи [6, 24].

Кислые мономеры будут эффективно работать при наличии определенной концентрации воды в составе адгезива, и соответственно для ее удаления требуется достаточное количество растворителя. Остатки воды, так же как и растворителя, крайне негативно влияют на полимеризацию смолы, поэтому прочность гибридного слоя и срок службы реставраций сокращается [12].

В отличие от методов тотального протравливания и тотальной адгезии самопротравливающая адгезия не открывает полностью дентинные канальцы. Смазанный слой растворяется и благодаря высоко гидрофильным свойствам молекул и появляется возможность проникновения адгезива в дентинные канальцы и перитубулярный дентин, образуя прочные структурные связи [29]. В случае с эмалью адгезивные системы VII поколения образуют структуру с упрочненной поверхностью, способствующей улучшению сцепления адгезива с эмалью.

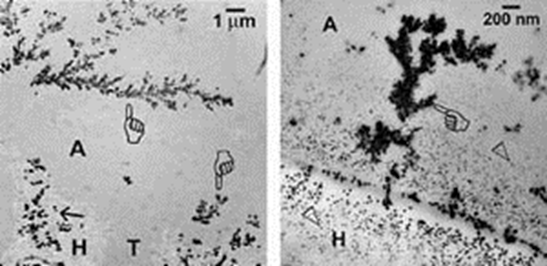
Для повышения силы адгезии, как и в случае с применением V поколения систем, рекомендуется создание скоса эмали, что позволяет увеличить площадь соприкосновения композиционного материала с эмалью зуба. Сила этого соединения увеличивается при его формировании по поперечному сечению эмалевых призм, так как в этом случае растворяется при протравливании межпризменное вещество, образуя более широкие и глубокие поры.

В качестве самопротравливающегося компонента в некоторых адгезивах VII поколения (Clearfil Tri-s bond) используется 10-метакрилоилоксидецил-дигидроген фосфат (MPD мономер), впервые разработанный компанией Kuraray. MPD является кислым мономером, функцие которого является деминерализация дентина и эмали, однако за счет более низкого pH, чем у ортофосфорной кислоты, он используется для «мягкого протравливания». MPD вступает в химическую реакцию с кальцием, в результате которой образуются нерастворимые соли, тем самым обеспечивая стабильную химическую адгезию к тканям зуба. Химические связи образуются между R-PO4 радикалами фосфатной группы 10-MDP и ионами кальция Ca2+, и формируют «нанослои» на поверхности кристалла гидроксиапатита, из которого состоит эмаль зуба. Доказано, что разработанный компанией Kuraray адгезивный мономер MDP при реакции с гидроксиапатитом образует соли, наиболее стабильные при взаимодействии с водой по сравнению с другими мономерами [2].

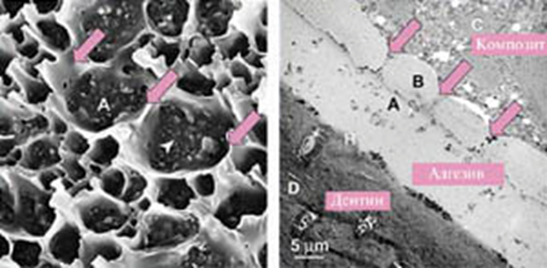
Также в состав многих адгезивов VII поколения (I-bond, Clearfil Tri-s bond) входит BIS-GMA, в качестве гидрофобного компонента и матрицы. Bis-GMA и его производные входят в состав практически всех современных стоматологических композитов и адгезивов. Их синтезируют двумя способами: взаимодействием избытка метакриловой кислоты с диглицидиловыми эфирами бисфенолов, либо модифицированными способами Bowen. Он имеет ряд положительных свойств. Это адгезия к тканям зуба, высокая механическая прочность, химическая стойкость, незначительный коэффициент термического расширения [4].

В качестве гидрофильного компонента, как и в адгезивах V поколения, часто используется HEMA или 2-гидроксиэтил метакрилат. Рабочие свойства одношаговых самопротравливающих адгезивов определяются очень высоким содержанием гидрофильных мономеров (более 40%). В адгезивах VII поколения она выступает в качестве увлажнителя дентина. Благодаря HEMA дентинная жидкость может затекать, не прорывая, а пропитывая гибридный слой. Явление проникновения дентинной жидкости через гибридный слой без его деформации в виде прорыва получило название «водное дерево» [35]. Время формирования «водного дерева» варьируется для различных видов адгезивов, но чаще всего не превышает 2 минут. Ни один композитный материал из-за гидрофобных свойств не в состоянии образовать химическую связь с гибридным слоем при наличии вышедшей на поверхность дентинной жидкости. Следовательно, формирование «водного дерева» — еще одна причина возможного возникновения постоперационной чувствительности. Единственным достоверно эффективным способом профилактики его возникновения является быстрое покрытие гидрофобным композитом дентинной части гибридного слоя после полимеризации, до того как дентинная жидкость его пропитает.

Растворенные соединения и молекулы кальция, а также фосфат-ионы присутствуют в агезивных системах как результат протравливания высокоминерализованной эмали. Эти ионы осмотически притягивают воду, которая проникает снаружи через слой гидрофильного адгезива, создавая водяные пузыри. Существование заполненных водой каналов (водяных деревьев) в этих адгезивах было недавно показано микроскопическими исследованиями [25]. Водяные пузыри наблюдаются сразу после контакта поверхностей адгезив-дентин с водным или аммиачным раствором нитрата серебра.



*Рисунок 2. Водяные деревья в адгезивных слоях двух одношаговых самопротравливающих адгезивов после полимеризации. Микроскопическое исследование после помещения образцов в раствор нитрат серебра.*



*Рисунок 3. Водные пузыри, сформировавшиеся вдоль поверхности соприкосновения композита с поверхностью адгезива. В результате снижается сила адгезии.*

Также HEMA напрямую влияет на предел прочности на разрыв, ряд работ посвящен данному исследованию [8, 19]. Изучалось влияние сушки водушной струей и испарения растворителя на силу HEMA-насыщенного (Clearfil Tri-S Bond (Kuraray)) и HEMA-ненасыщенного одноступенчатого адгезивов (iBond (Heraeus-Kulzer), и G-Bond (GC)). Тестирование выявляло максимальный предел прочности на разрыв при времени испарения равного 0,5 секунд и 10 секунд. В ходе исследования было выявлено, что степень испарения растворителей пропорционально увеличивается с увеличением времени использования воздушной струи. Среди тестируемых адгезивов iBond показал наибольшую степень испарения, следующим были G-Bond и Clearfil Tri-S Bond. Более продолжительное использование воздушной сушки (10 сек.) позволило получить следующий результат: в большую сторону увеличился предел прочности на микроразрыв у HEMA-насыщенного адгезива Clearfil Tri-S Bond. Можно сделать вывод, что для формирования надежного адгезивного слоя на поверхности эмали требуется практически полное испарение растворителя с помощью воздушной струи.

**ГЛАВА 2. Материалы и методы**

2.1 Обоснование объектов и методов исследования

Для исследования краевого прилегания был выбран метод сканирующей электронной микроскопии. Данный метод микроскопии является одним из наиболее широко используемых методов для диагностики наноструктур на большом увеличении, что позволяет тщательно рассмотреть исследуемый участок.

В качестве обьектов для исследования были использованы 30 удаленных постоянных зубов (моляров и премоляров) с обработанными полостями по I классу, которые в дальнейшем были восстановлены композитными материалами светового отверждения. К полостям I класса по Блэку относятся дефекты, расположенные в фиссурах на жевательной поверхности моляров и премоляров, в вестибулярной и язычной бороздах моляров, связанных с жевательной поверхностью. Фиссуры моляров и премоляров являются наиболее частым местом локализации кариозного поражения из-за пониженной минерализации, значительной глубины фиссур и труднодоступной гигиены в этих областях.

На данный момент для пломбирования полостей I класса применяют композитные материалы светового и химического отверждения, упрочненные стеклоиономерные цементы, а также амальгаму. По многим причинам, амальгаме и СИЦ в настоящее время предпочитают композитные материалы светового отверждения. Учитывая полимеризационную усадку и химические свойства, которую дают все композиционные материалы, можно утверждать, что амальгаме пока нет полноценной замены, с точки зрения физико-механических свойств, однако ее эстетические параметры и значительная теплопроводность, что может привести к гиперемии пульпы, часто приводят к отказу от ее применения. Стеклоиономерные цементы также могут использоваться для пломбирования полостей I класса, но низкие прочностные характеристики, высокая чувствительность к обработке в процессе отверждения и недостаточные эстетические свойства не позволяют стеклоиономерным цементам быть материалом выбора для реставраций полостей I класса. Композиты химического отверждения также могут использоваться для пломбирования, но, в отличие от химиокомпозитов, материалом светового отверждения удобнее работать, так как отсутствие ограничения во времени позволяет тщательнее моделировать поверхность реставрации. Следовательно, композитные материалы светового отверждения на данный момент являются материалом выбора для пломбирования полостей на окклюзионных поверхностях моляров и премоляров.

Одним из недостатков композитных материалов является полимеризационная усадка. Суть данного процесса заключается в том, что отверждение световых материалов происходит в результате реакции полимеризации, вследствие чего материал переходит из жидкого в твердое состояние. При этом происходит значительное изменение его объема из-за уменьшения расстояния между молекулами, и, следовательно, материал сжимается. В результате полимеризационной усадки возникает напряжение (стресс), передающийся на стенки полости, что приводит к появлению трещин и краевой разгерметизации. Последствия полимеризационной усадки зависят от качества тканей, пораженных кариозным процессом, глубины полости, состояния крыши пульпарной камеры и наличия защитно-приспособительных зон кариозного процесса. Высокий «С-фактор» (большая величина соединенных поверхностей в сформированной полости) также может привести к осложнениям и неудовлетворительному краевому прилеганию. Для уменьшения полимеризационной усадки в настоящее время используются техники послойного внесения композитного материала и его дальнейшая послойная направленная полимеризация. Однако, ни один способ внесения композитного материала не дает предсказуемого результата в области твердых тканей без адгезивной системы.

В качестве адгезивных систем для проведения адгезивной подготовки реставраций были выбраны представители V и VII поколений.

Высокая сила сцепления с эмалью зуба (до 25 МПа), удобство в работе по сравнению с предыдущим IV поколением и многолетние клинические исследования о надежности V поколения адгезивных систем позволили данной группе стать одной из самых востребованных на стоматологическом приеме. Техника тотального протравливания, используемая в данных системах, обеспечивает наилучшее проникновение адгезива в микропоры эмали после протравливания и, следовательно, снижает вероятность дальнейшей краевой разгерметизации. Однако, значительным минусом данной группы является возможность появления постоперативной чувствительности при пересушивании протравленного дентина и несоблюдении адгезивного протокола. Четкое следование инструкции производителя, оптимальное время протравливания и удаления растворителя позволяет решить данную проблему.

Адгезивные системы VII поколения появились сравнительно недавно, но данная группа в настоящее время уже часто используется в клинической практике. Их преимуществами являются простота работы, минимальное время, затрачиваемое на адгезивный протокол и отсутствие постоперативной чувствительности, в отличие от V поколения. Новые разработки, активно ведущиеся в области VII поколения, направлены на улучшение их сцепления с композиционным материалом. MDP мономер, который присутствует во многих адгезивах данной группы, формирует нанослои на поверхности эмали, что приводит к лучшей адгезии. Но, несмотря на это, согласно клиническим исследованиям, они все еще уступают по силе сцепления V поколению систем. Достаточно высокое значение pH не позволяет образовать микрорельеф на поверхности эмали и обеспечить проникновение адгезивных тяжей.

2.2. Клиническое исследование

30 интактных постоянных зубов, удаленных по ортодонтическим показаниям были собраны на базах хирургических отделений стоматологических поликлиник Санкт-Петербурга. Далее зубы были очищены от остаточных тканей периодонта и помещены в 2% раствор хлоргексидина биглюконата.

Полости были сформированы по стандартной технике, применяемой для обработки полостей I класса. Раскрытие полости проводилось алмазными шаровидными и фиссурными борами с помощью турбинного наконечничка с воздушно-водяным охлаждением. Для удаления кариозного размягченного дентина применялись твердосплавные шаровидные боры и микромоторный наконечник, препарирование проводилось на малой скорости. Качество иссечения деминерализованного дентина оценивалось по его плотности при зондировании. Полости придавалась овальная или ящикообразная форма с незначительно скругленными краями. Дно полости формировалось плоским и взаимно перпендикулярным стенкам.

Скос эмали проводился пикообразными алмазными борами с красной цветовой кодировкой. Скос формировался на всех стенках полости под углом 30 градусов, толщиной 3-4 миллиметра, что является оптимальным для полостей I класса.

Далее исследуемые зубы был поделены на 2 группы по 15 зубов в каждой. В образцах первой группы были выполнены реставрации с помощью адгезивной системы V поколения (протравочный гель Scotchbond, адгезив Single Bond 2 3M ESPE). Было применено динамическое нанесение протравочного геля на эмаль в течение 15 секунд с дальнейшим промыванием водой в течение 30 секунд. Во второй группе использовалась адгезивная система VII поколения (Clearfil Tri-S Bond Kuraray), селективное протравливание эмали в данном случае не проводилось. Нанесение и полимеризация адгезивных системы были выполнены в соответствии с инструкциями производителей. В качестве пломбировочного материала были использованы жидкотекучий композитный материал светового отверждения «GC Gradia Direct Flow» и пакуемый композитный материал «GC Gradia Direct». Далее проводилась полировочная обработка реставраций с помощью полировочных дисков и резинок.



Рисунок 2.1. Образец до препарирования.



Рисунок 2.2. Нанесена адгезивная система VII поколения.

После выполнения реставраций в обеих группах объектов были произведены распилы в продольном направлении с помощью ортопедических сепарационных дисков для дальнейшего микроскопического исследования образцов в центре «Развитие молекулярных и клеточных технологий» научного парка СПБГУ.

2.3. Описание методики микроскопического исследования

Сканирующая электронная микроскопия является видом детального анализа поверхностной структуры, которая позволяет визуализировать образцы различной размерности. Данный вид микроскопии позволяет достичь набольшего разрешения из всех доступных вариантов исследования различных биологических объектов. Сканирующая электронная микроскопия последовательно сканирует поверхность электронно-плотного объекта, регистрируя в каждой его точке такие процессы, как генерация обратно рассеянных электронов, характеристического рентгеновского излучения вторичных электронов, катодолюминисценции.

Образцы были исследованы с помощью настольного сканирующего электронного микроскопа Jeol JCM-5000 (Neoscope). Прибор позволял работать с объектами в режиме высокого вакуума для наилучшей визуализации. Предварительно для работы с микроскопом группы образцов были зафиксированы на предметных столиках и покрывались электропроводящим клеем для создания контакта. Далее было нанесено поверхностное напыление углеродом в аппарате Leica EM SCD 500 для лучшей визуализации образцов.

В ходе микроскопического исследования были получены микрофотографии объектов. Областью исследования являлся участок адгезивного слоя между пломбировочным материалом и поверхностью эмали. Для оценочного результата была выбрана середина границы между эмалью и композиционным материалом. Малая толщина адгезивного слоя указывает на недостаточное протравливание и образование микропор в структуре эмали (размер микропор после протравливания составляет в среднем 10-30 мкм), что ухудшает проникновение адгезивных тяжей, и, следовательно, приводит к дальнейшей краевой разгерметизации реставрации.

Фотографии всех образцов были проанализированы по пятибалльной шкале:

1. Толщина адгезивного слоя до 10 мкм.
2. Толщина адгезивного слоя от 11 до 20 мкм.
3. Толщина адгезивного слоя от 21 до 30 мкм.
4. Толщина адгезивного слоя от 31 до 40 мкм.
5. Толщина адгезивного слоя свыше 41 мкм.

**ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ**

В ходе проведенного исследования были получены следующие микрофотографии адгезивного слоя в области сцепления композитного материала с поверхностью эмали.



Рисунок 3.1. Фотография объекта V поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 31 мкм)



Рисунок 3.2. Фотография объекта VII поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 11 мкм)



Рисунок 3.3. Фотография объекта V поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 24 мкм)



Рисунок 3.4. Фотография объекта VII поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 18 мкм)



Рисунок 3.5. Фотография объекта VII поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 12 мкм)



Рисунок 3.6. Фотография объекта V поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 34 мкм)



Рисунок 3.7. Фотография объекта V поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 18 мкм)



Рисунок 3.8. Фотография объекта VII поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 17 мкм)



Рисунок 3.9. Фотография объекта V поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 33 мкм)



Рисунок 3.10. Фотография объекта VII поколения адгезивных систем

(толщина адгезивного слоя 12 мкм)

Полученные при оценке 30 образцов результаты представлены на диаграмме 3.1.



В первой группе образцов (адгезивная система V поколения Single Bond 2) 1 объект исследования имел толщину адгезивного слоя свыше 40 мкм, 4 объекта имели толщину адгезивного слоя от 31 до 40 мкм, 8 объектов имели толщину от 21 до 30 мкм, 2 объекта имели толщину от 11 до 20 мкм. Объектов с толщиной адгезивного слоя менее 10 мкм в данной группе не представлено.

Во второй группе образцов (адгезивная система VII поколения Clearfil Tri-S bond Kuraray) распределение было представлено следующим образом: 11 объектов исследования представлены образцами с толщиной адгезивного слоя от 11 до 20 мкм, 2 объекта имели толщину менее 10 мкм, 2 объекта имели толщину от 21 до 30 мкм. Образцы с толщиной адгезивного слоя от 31 до 40 мкм и свыше 40 мкм в данной группе не обнаружились.

Таблица 3.1. Толщина адгезивного слоя в образцах V поколения адгезивных систем.

|  |  |
| --- | --- |
| Толщина адгезивного слоя | Количество образцов |
| Менее 10 мкм | - |
| От 11 до 20 мкм | 2 |
| От 21 до 30 мкм | 8 |
| От 31 до 40 мкм | 4 |
| Свыше 40 мкм | 1 |

Таблица 3.2. Толщина адгезивного слоя в образцах VII поколения адгезивных систем.

|  |  |
| --- | --- |
| Толщина адгезивного слоя | Количество образцов |
| Менее 10 мкм | 2 |
| От 11 до 20 мкм | 11 |
| От 21 до 30 мкм | 2 |
| От 31 до 40 мкм | - |
| Свыше 40 мкм | - |

Далее была вычислена средняя толщина адгезивного слоя в каждой группе, округленная до целого числа, результаты приведены в таблице 3.3.

Таблица 3.3. Среднее значение толщины адгезивного слоя в 2 группах образцов.

|  |  |
| --- | --- |
| Группа образцов | Средняя толщина адгезивного слоя |
| V поколение Single Bond 2 | 25 мкм |
| VII поколение Clearfil Tri-S bond | 13 мкм |

Среднее значение толщины адгезивного слоя в первой группе составило 25 мкм, во второй группе 13 мкм.

Также все образцы были исследованы на предмет выраженности адгезивных тяжей на границе эмали с композиционным материалом. Была оценена визуализация на микрофотографиях выраженных тяжей адгезивной системы, представляющих собой нити адгезива, расположенных в микрорельефе эмали.

Полученные результаты представлены в диаграммах 3.2 и 3.3.



Диаграмма 3.2. Наличие адгезивных тяжей в образцах V поколения.



Диаграмма 3.3. Наличие адгезивных тяжей в образцах VII

В первой группе образцов слабая выраженность тяжей адгезивного слоя составила 7% от всей группы, во второй группе образцов - 21% от всей группы.

**ГЛАВА 4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ.**

4.1.Заключение

Целью данной исследовательской работы являлся анализ особенностей применения адгезивных систем V и VII поколений при реставрациях полостей I класса. Была выявлена закономерность между толщиной адгезивного слоя между стыком эмали и композиционным материалом и наличием отдельного шага протравливания в адгезивной подготовке.

При анализе микроскопической работы было обнаружено, что средняя толщина адгезивного слоя при использовании адгезивной системы V поколения (25 мкм) больше по сравнению с VII поколением адгезивных систем (13 мкм). Небольшая толщина адгезивного слоя VII поколения свидетельствует о неглубоком проникновении адгезивных тяжей и снижении силы сцепления. Большая величина pH у адгезивных систем VII поколения (2,7 единиц) по сравнению с гелем 37% ортофосфорной кислоты (0,8 единиц) приводит к недостаточному образованию микрорельефа эмали, что не позволяет адгезивным тяжам проникнуть в эмаль на достаточную глубину и обеспечить ретенцию композиционного материала.

На основании литературы можно отметить, что наличие отдельного шага протравливания в адгезивных системах V поколения значительно увеличивает силу сцепления композита с эмалью. Дополнительное время, которое затрачивается на данный этап, не может быть основанием для использования самопротравливающих адгезивных систем VII поколения, которые показывают частое наличие краевой разгерметизации в отдаленном периоде.

В заключение можно отметить, что главной целью адгезивной подготовки полости является профилактика микроподтеканий и развития вторичного кариеса. Наличие надежного контакта между эмалью и композиционным материалом позволяет реставрациям не изменять силу сцепления с течением времени. Новые технологии, которые активно внедряются в разработку методов адгезии, модернизируют современные понятия об адгезивных системах и положительно влияют на исход проведенного стоматологического лечения.

4.2. Выводы

1. Среднее значение толщины адгезивного слоя при использовании адгезивных систем VII поколения составляет 13 мкм, что свидетельствует о снижении краевой адаптации к эмали реставраций в результате недостаточного протравливания поверхности эмали (pH 2,7 единиц) по сравнению с протравливанием 37% ортофосфорной кислотой (pH 0,8 единиц) в адгезивных системах V поколения, которые имеют среднее значение толщины адгезивного слоя 25 мкм.

2. При оценке микрофотографий образцов с использованием V поколения адгезивных систем визуализация тяжей в эмалевых призмах лучше на 14%, чем в образцах адгезивных систем VII поколения.

4.3. Практические рекомендации

Индивидуальность каждого клинического случая требует определенного подхода к выбору адгезивной системы. Степень минерализации эмали влияет на необходимое время для качественного протравливания тканей. В некоторых вариантах применение самопротравливающих адгезивных систем обосновано.

При низкой минерализации эмали, как происходит в случае с депульпированными зубами, согласно клиническим исследованиям, возможно классическое применение адгезивных систем VII поколения без дополнительного протравливания, pH которых будет достаточно для создания микрорельефа. Также данный вариант подходит для выполнения композитных реставраций в постоянных зубах на стадии незрелой эмали.

Для повышения качества краевого прилегания композиционного материала к эмали временных и витальных постоянных зубов с применением адгезивной системы VII поколения рекомендуется техника селективного протравливания эмали 37% ортофосфорной кислотой в течение 5-10 секунд.

При выборе адгезивных систем VII поколения следует обращать внимание на их состав, так как фирмы-производители существенно улучшают качество адгезии, вводя MDP и другие мономеры, способные обеспечить химический механизм сцепления с тканями зуба.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

Книги

1. Борисенко А.В., Неспрядько В.П. Композиционные пломбировочные и облицовочные материалы в стоматологии: Изд. Книга плюс: 2002.- 264 с.
2. Л.А. Дмитриева, Ю.А. Максимовский. Терапевтическая стоматология: нац. Руководство – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: ГЭОТАР – Медиа, 2015. – 888 с.
3. Дубова М.А., Салова А.В., Хиора Ж.П. Расширение возможностей эстетической реставрации зубов. Нанокомпозиты. Учебное пособие. СПб., 2005. — 144 с.
4. Криспин Б. Практические основы в современной эстетической стоматологии. М.: Азбука, 2003.- 304 с.
5. Лобовкина Л., Романов А. Современные технологии реставрации зубов. Изд: МЕДпресс, 2009г. – 128 с.
6. Лукиных Л.М. Кариес зубов. Н. Новгород: Изд-во: НГМА, 2001год - 186 с.
7. Николаев А.И, Л.М.Цепов. Практическая терапевтическая стоматология: учеб. пособие/ – 9-е изд. – М.: МЕДпресс-информ, 2016. – 928 с.
8. А.И.Николаев, И.М.Макеева. Восстановление зубов светоотверждаемыми композитными материалами: практическое руководство для врачей стоматологов-терапевтов. Изд: МЕДпресс, 2011 г – 368 с.

Статьи

1. Akbarian S, Sharafeddin F, Akbarian G. Evaluation of the influence of three different temperatures on microleakage of two self-etch and one total-etch adhesives. Dental Materials Journal. 2015 Mar 1;16(3):178-82
2. Beltrami R, Chiesa M, Scribante A, Allegretti J, Poggio C.J. Comparison of shear bond strength of universal adhesives on etched and nonetched enamel. Dental Materials Journal. 2016 Apr 6;14(1):e78-83
3. Brackett MG, Dib A, Franco G, Estrada BE, Brackett WW. Two-year clinical performance of Clearfil SE and Clearfil S3 in restoration of unabraded non-carious class V lesions. Operation Dent Journal. 2010 May-Jun;35(3):273-31
4. Catelan A, Giorgi MC, Soares GP, Lima DA, Marchi GM, Aguiar FH. Effect of different monomer-based composites and acid etching pre-treatment of enamel on the microleakage using self-etch adhesives systems. Official Publication Of The Academy Of Dental Materials. 2014 Nov;72(8):651-5
5. Chiba A, Nawareg MM, Zidan AZ, Zhou J, Tagami J; Pashley DH. Adhesive sealing of dentin surfaces in vitro, Clinical Oral Journal 2015 Dec; Vol. 28 (6), pp. 321-32
6. Darabi F, Tavangar M, Davalloo R. Dent Res J (Isfahan). Effect of different decontamination procedures from a saliva-contaminated cured bonding system (Single Bond). Journal Of Clinical And Diagnostic Research, 2012 Jul; 9(4):399-403
7. Ermis RB, Van Landuyt KL, Cardoso MV, De Munck J, Van Meerbeek B, Peumans M. Clinical effectiveness of a one-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions at 2 years. Clinical Oral Journal. 2012 Jun;16(3):889-9
8. Furuse AY, Cunha LF, Moresca R, Paganeli G, Mondelli RF. Enamel wetness effects on bond strength using different adhesive systems. Operation Dent Journal. 2011 May-Jun;36(3):274-80
9. Giammanco GM, Cumbo EM, Luciani A, Gallina G, Mammina C, Pizzo G. In vitro evaluation of the antibacterial activity of cured dentin/enamel adhesive incorporating the antimicrobial agent MDPB. Journal of New Microbiology. 2009, Oct;32(4):385-90.
10. Ikemura K. A review of our development of dental adhesives-effects of radical polymerization initiators and adhesive monomers on adhesion. Official Publication Of The Academy Of Dental Materials. 2010 Mar; 29(2):109-21.
11. Isaac SZ, Bergamin AC, Turssi CP, Amaral FL, Basting RT, França FM. Evaluation of bond strength of silorane and methacrylate based restorative systems to dentin using different cavity models. Journal Of Clinical And Diagnostic Research. 2013 Sep-Oct;21(5):452-9
12. Kensche A, Dähne F, Wagenschwanz C, Richter G, Viergutz G, Hannig C. Shear bond strength of different types of adhesive systems to dentin and enamel of deciduous teeth in vitro. Journal Of Clinical And Diagnostic Research, 2016 May;20(4):831-40
13. Khosravi K, Ataei E, Mousavi M, Khodaeian N. Effect of phosphoric acid etching of enamel margins on the microleakage of a simplified all-in-one and a self-etch adhesive system. Official Publication Of The Academy Of Dental Materials 2009 Sep-Oct;34(5):531-6
14. Lenzi TL, Gimenez T, Tedesco TK, Mendes FM, Rocha Rde O, Raggio DP. Adhesive systems for restoring primary teeth: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. International Dent Journal. 2016 Sep;26(5):364-75
15. Loguercio AD, de Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigão J. A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. Journal Dent Materials. 2015 Sep;43(9)
16. Makishi P, André CB, Ayres A, Martins AL, Giannini M. Effect of Storage Time on Bond Strength and Nanoleakage Expression of Universal Adhesives Bonded to Dentin and Etched Enamel. Operation Dent Journal. 2016 May-Jun;41(3):305-17
17. Mcleod ME, Price RB, Felix CM. Effect of configuration factor on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. Operation Dent Journal. 2010 Jan-Feb;35(1):84-93
18. Mirzakouchaki B, Shirazi S, Sharghi R, Shirazi S, Moghimi M, Shahrbaf S. Shear bond strength and debonding characteristics of metal and ceramic brackets bonded with conventional acid-etch and self-etch primer systems: An in-vivo study. Journal of General Dentistry. 2016 Feb 1;8(1):e38-43
19. Mohammadi N, Shakur Shahabi M, Kimyai S, Pournagi Azar F, Ebrahimi Chaharom ME. Shear Bond Strengths of Methacrylate- and Silorane-based Composite Resins to Feldspathic Porcelain using Different Adhesive Systems. Journal of General Dentistry. 2015 Summer;9(3):181-190
20. Nagpal R, Manuja N, Tyagi SP, Singh UP. In vitro bonding effectiveness of self-etch adhesives with different application techniques: A microleakage and scanning electron microscopic study. 2011 Jul;14(3):258-63. Dental Materials Journal.
21. Neves MG, Brandão GA, de Almeida HA, Brandão AM, de Azevedo DR. In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index comparing light curing and self-curing composites. Dental Press Journal. 2013 May-Jun;18(3):124-9.
22. Niat AB, Yazdi FM, Koohestanian N.J, Miyazaki T, Nakamura T. Effects of drying agents on bond strength of etch-and-rinse adhesive systems to enamel immediately after bleaching. Adhesive Dent Journal. 2012 Dec; 14(6):511-6
23. Nikaido T, Ichikawa C, Li N, Takagaki T, Sadr A, Yoshida Y, Suzuki K, Tagami J. Effect of functional monomers in all-in-one adhesive systems on formation of enamel/dentin acid-base resistant zone. Dent Material Journal. 2011;30(5):576-8
24. Ozmen B, Koyuturk AE, Tokay U, Cortcu M, Sari ME. Evaluation of bond strength of self-etching adhesives having different pH on primary and permanent teeth dentin. Biomaterial Journal. 2015 Oct 16;13(3):e274-9
25. Pimenta de Araújo CT, Prieto LT, Lima AF, Souza-Junior EJ, Dias CT, Paulillo LA. Acta Odontol Scand. Influence of photo-curing distance on bond strength and nanoleakage of self-etching adhesive bonds to enamel and dentin. 2014 Feb;72(2):113-9. Dental Materials Journal.
26. Sadeghi M, Davari A, Lynch CD. The effect of re-bonding using surface sealant or adhesive system on microleakage of class V resin composite restorations. Journal Adhesive Dent 2013 Sep;10(5):596-601.
27. Salz U, Bock T. Adhesion performance of new hydrolytically stable one-component self-etching enamel/dentin adhesives. Journal Adhesive Dent. 2010 Feb;12(1):7-10
28. Szesz A, Parreiras S, Reis A, Loguercio A. Selective enamel etching in cervical lesions for self-etch adhesives: A systematic review and meta-analysis. Journal of General Dentistry. 2016 Oct; 53:1-11
29. Sesemann MR. Adhesive technologies: innovative science becomes essential element. Education Dent Journal. 2011 Mar; pp. 32(2):80-2, 84, 86-90
30. Soyman M, Yurdaguven H, Ozel E. A randomized five-year clinical study of a two-step self-etch adhesive with or without selective enamel etching. Dent Material Journal. 2014;33(6):757-63
31. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G, Wieczorek A, Loster J. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. Stomatology Journal (Roma). 2017 Jul 3;8(1):1-17
32. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Endo H, Tsuchiya K, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M.J. Influence of Pre-etching Times on Fatigue Strength of Self-etch Adhesives to Enamel. Adhesive Dent Journal. 2016;18(6):501-511
33. Torkabadi S, Nakajima M, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Influence of bonded enamel margins on dentin bonding stability of one-step self-etching adhesives. Journal Adhesive Dent. 2009 Oct;11(5):347-53
34. Tsuchiya K, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsubota K, Tsujimoto A, Berry TP, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M. Effect of a functional monomer (MDP) on the enamel bond durability of single-step self-etch adhesives. Europe Journal Oral Science. 2016 Feb;124(1):96-102
35. Yokota Y, Nishiyama N. Determination of molecular species of calcium salts of MDP produced through decalcification of enamel and dentin by MDP which based one-step adhesive. Dent Material Journal. 2015; 34(2):270-9.