

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
КАФЕДРА СТОМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ПРОПЕДЕВТИКИ И МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЯ

Г. Г. ЧИСТЯКОВА, А. А. ПЕТРУК, Г. Г. САХАР

ПРОКЛАДОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ, ПРИМЕНЯЕМЫЕ В СТОМАТОЛОГИИ

Учебно-методическое пособие



Минск БГМУ 2023

УДК 616.31-08:615.46 (075.8)

ББК 56.6я73

Ч68

Рекомендовано Научно-методическим советом университета в качестве
учебно-методического пособия 19.04.2023 г., протокол № 4

Рецензенты: канд. мед. наук, доц., зав. каф. консервативной стоматологии
Л. А. Козеко; каф. стоматологии детского возраста

Чистякова, Г. Г.

Ч68 Прокладочные материалы, применяемые в стоматологии : учебно-методическое
пособие / Г. Г. Чистякова, А. А. Петрук, Г. Г. Сахар. – Минск : БГМУ, 2023. – 34 с.

ISBN 978-985-21-1405-9.

Описаны прокладочные материалы, адгезивные системы, применяемые в современной стоматологии. Дана классификация материалов, состав, требования к ним и особенности работы с прокладочными материалами.

Предназначено для студентов всех курсов стоматологического факультета.

УДК 616.31-08:615.46 (075.8)

ББК 56.6я73

ISBN 978-985-21-1405-9

© Чистякова Г. Г., Петрук А. А., Сахар Г. Г., 2023

© УО «Белорусский государственный
медицинский университет», 2023

ВВЕДЕНИЕ

В терапевтической стоматологии важными вопросами являются как обеспечение безопасности процесса препарирования зубов, так и предупреждение токсического воздействия пломбировочных материалов на ткани зуба.

Препарирование кариозной полости влияет на состояние пульпы и дентина. Интенсивность раздражения зависит от толщины дентина над пульпой зуба, типа вращательного инструмента, скорости его вращения, эффективности охлаждения и последующих операций (высушивания, антисептической обработки полости и др.).

Превышение порога физиологического раздражения может привести к травме, т. е. к аспирации одонтобластов и скоплению эритроцитов в дентинных канальцах.

Аспирация ядер одонтобластов является следствием перемещения жидкости от пульпы к периферии по причине, например, недостаточного охлаждения, нарушения скоростного режима препарирования, неправильного выбора абразивного инструмента, чрезмерного высушивания дентина.

Если раздражение кратковременное и малотравматичное, то ткани пульпы обычно регенерируют. При повторном или чрезмерном раздражении может развиваться пульпит или некроз пульпы.

После препарирования кариозной полости зуб нуждается в восстановлении анатомической формы, однако важно, чтобы пломбировочные материалы не оказывали вредного воздействия на краевой периодонт, пульпу и организм в целом. Желательным свойством пломбировочных материалов является профилактика развития вторичного кариеса.

Материалы для постоянных пломб в основном обладают раздражающим действием на твердые ткани зуба и пульпу. Поэтому при пломбировании кариозных полостей необходимо использовать прокладочные материалы.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ПРОКЛАДОЧНЫХ МАТЕРИАЛОВ

В настоящее время практически все восстановительные материалы оказывают неблагоприятное воздействие на пульпу, которое определяется:

- химической токсичностью;
- термическим раздражением пульпы зуба (при использовании металлических пломб за счет их теплопроводности); при этом неблагоприятное состояние пульпы, главным образом, проявляется чувствительностью таких зубов к термическим воздействиям в течение недель и месяцев.

Между пломбой и дном должна располагаться прослойка, которая могла бы ликвидировать вышеуказанные недостатки реставрационных материалов. Пульпу зуба необходимо защитить от токсических, термических и гальванических воздействий.

Прокладочные материалы в настоящее время представлены в большом количестве. Перед стоматологом стоит вопрос выбора, какой материал применить в том или ином клиническом случае.

В связи с этим мы предлагаем систематизированное описание прокладочных материалов и методику их применения на этапах пломбирования зубов.

Прокладкой называется слой специального материала, который наносится в пределах дентина с целью предотвращения негативного воздействия пломбировочного материала на пульпу и твердые ткани зуба.

Целью применения прокладки также является предотвращение микропротравливания бактерий, продуктов их жизнедеятельности и химических веществ через дентинные трубочки в пульпу зуба; поддержание статической нагрузки через пломбу на твердые ткани зуба; повышение качества сцепления пломбировочного материала с твердыми тканями зуба; лекарственное воздействие на пульпу, реагирующую на препарирование (термическое и механическое воздействие) послеоперационной чувствительностью.

Накладываемые изолирующие прокладки бывают базовые и лайнерные.

Базовая прокладка — это слой прокладочного материала из цемента, восстанавливающий дентин зуба и способный защитить пульпу от химических и термических раздражителей, не ухудшая при этом ретенционных свойств полости, а также механически укрепляющий истонченные стенки зуба. Кроме того, базовая прокладка может выдерживать жевательное давление и нагрузку, связанную с конденсацией материалов. Оптимальная толщина базовой прокладки — 0,75–1 мм.

Тонкослойная прокладка (лайнер). Толщина ее составляет 0,5–0,7 мм, может быть изготовлена также из цементов. Такая прокладка защищает пульпу от химических воздействий постоянного восстановительного материала, но не обеспечивает защиты пульпы от термических раздражителей. В зависимости от материала постоянной пломбы лайнерная прокладка может быть наложена на дно и стенки полости, повторяя ее очертания, или только на дно. К тонкослойным прокладкам относят и лаковые прокладки.

Требования к прокладочным материалам

Изолирующие прокладки должны обладать следующими свойствами:

- хорошей биологической совместимостью с пульпой, твердыми тканями зуба;
- иметь коэффициент теплового расширения близкий к твердым тканям зуба;
- иметь низкую теплопроводность;
- обладать хорошей адгезией;
- не изменять цвет зуба;
- иметь низкую полимеризационную усадку;
- быть рентгеноконтрастными;
- не изменять геометрию правильно сформированной полости;

- улучшать фиксацию и краевое прилегание постоянной пломбы;
- быть непроницаемыми для кислот и мономеров, выделяющихся при затвердевании постоянной пломбы;
- уменьшать полимеризационную усадку реставрационных материалов;
- обладать бактериостатическим эффектом;
- нести статическую нагрузку, связанную с перераспределением жевательного давления;
- обладать достаточной прочностью;
- не изменять цвет тканей зуба и пломбировочного материала;
- обладать малой растворимостью в среде полости рта;
- в случае применения композиционных материалов не содержать эвгенола;
- обладать хорошей адгезией к дентину зуба;
- защищать лечебную прокладку от неблагоприятного взаимодействия между ней и восстановительной пломбой.

Классификация прокладочных материалов

Современные прокладочные материалы можно разделить на следующие группы:

I. По назначению:

1) лечебные:

- на основе гидроокиси кальция;
- цинкоксидэвгеноловые;
- на основе МТА;

2) изолирующие:

- цинк-фосфатные цементы;
- поликарбоксилатные цементы;
- стеклоиономерные цементы;
- лаки;
- адгезивные системы;

3) комбинированные.

II. По механизму отверждения:

1) химического отверждения;

2) фотоотверждаемые;

3) двойного отверждения.

III. По форме выпуска:

1) однокомпонентные;

2) двухкомпонентные.

IV. По механизму соединения с дентином:

1) механического соединения;

2) химического соединения;

3) химико-механического соединения.

ЛЕЧЕБНЫЕ ПРОКЛАДОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Назначение лечебных прокладок — защита пульпы от вредного экзогенного воздействия и поддержания ее в здоровом состоянии или для создания условий вылечивания обратимого воспаления.

Требования к лечебным прокладкам

Лечебные прокладки должны обладать следующими свойствами:

- не оказывать токсического действия на пульпу зуба;
- обладать антибактериальным действием;
- нейтрализовывать кислоты, вызывающие развитие воспалительного процесса;
- стимулировать образование защитных структур в дентине и пульпе (реминерализующее действие);
- обладать хорошей адгезией к дентину;
- быть пластичными;
- быть простыми в применении.

ЛЕЧЕБНЫЕ ПРОКЛАДКИ, СОДЕРЖАЩИЕ ГИДРООКИСЬ КАЛЬЦИЯ

Механизм действия. Гидроокись кальция частично водорастворимая, она диссоциирует и действует как щелочь. Поскольку в очаге воспаления среда кислая, то реакция нейтрализации купирует воспалительный процесс. Вследствие высвобождения ионов бактерицидное действие сохраняется до момента затвердевания. При добавлении воды к затвердевающему препарату его антимикробное действие возобновляется.

Лечебные прокладки на основе кальция благодаря высокой $pH = 12,4$ вначале приводят к развитию зоны дегенерации и асептического некроза на глубине до 50–150 мкм. В последующем наблюдается нормализация кровоснабжения пульпы, через 1–3 месяца — формирование дентинных мостиков в области открытого рога пульпы. При непрямом покрытии пульпы гидроксид кальция приводит к запечатыванию дентинных трубочек и образованию заместительного дентина. Высокая щелочность препарата обеспечивает антисептическую активность и нейтрализует кислоты, освобождающиеся из цементов.

Необходимо отметить, что при взаимодействии гидроокиси кальция и углекислого газа воздуха может образоваться карбонат кальция, что приводит к дезактивации препарата. Нанесенная на дентин гидроокись кальция диффундирует по дентинным канальцам и через тонкий слой дентина проникает в пульпу. При продолжительном воздействии диффузия блокируется из-за выпадения труднорастворимых солей кальция в дентинных канальцах.

Лечебная прокладка может разрушаться дентинной жидкостью, поступающей через подлежащие дентинные трубочки, поскольку постоянный ток лик-

вора может способствовать диффузии составных частей пасты по градиенту концентрации. Этого не происходит, если прокладка лежит в полости, защищенной от проницаемости: при склерозе дентина, obturации дентинных трубочек или быстром формировании иррегулярного дентина. Такой нерегулируемый процесс дентинообразования может приводить к образованию конгломератов (дентиклей) в пульповой камере, которые механически воздействуя на пульпу, могут вызывать ее воспаление.

Положительные свойства препаратов на основе гидроокиси кальция:

- 1) противовоспалительное и антисептическое действие;
- 2) стимуляция образования заместительного дентина (одонтотропное действие).

Отрицательные свойства препаратов на основе гидроокиси кальция:

- 1) высокая рН, что может приводить к некрозу пульпы;
- 2) возможно образование дентиклей и петрификатов, что ведет к облитерации полости зуба.

Препараты гидроокиси кальция выпускают разных форм (рис. 1).

Водные растворы (Nurocal, Calxyl) готовят из порошка гидроокиси кальция и воды или раствора поваренной соли (РН = 12,4). Порошок частично смешивается с хлоридом кальция, калия, натрия, с бикарбонатом натрия (Calxyl). Иногда добавляют рентгеноконтрастные вещества. Водными растворами гидроокиси кальция пользоваться сложно, поэтому при их промышленном изготовлении добавляют загуститель. Готовые растворы и порошки гидроокиси кальция необходимо хранить в плотно закрывающихся емкостях, чтобы при воздействии углекислого газа воздуха предотвратить образование карбоната кальция.

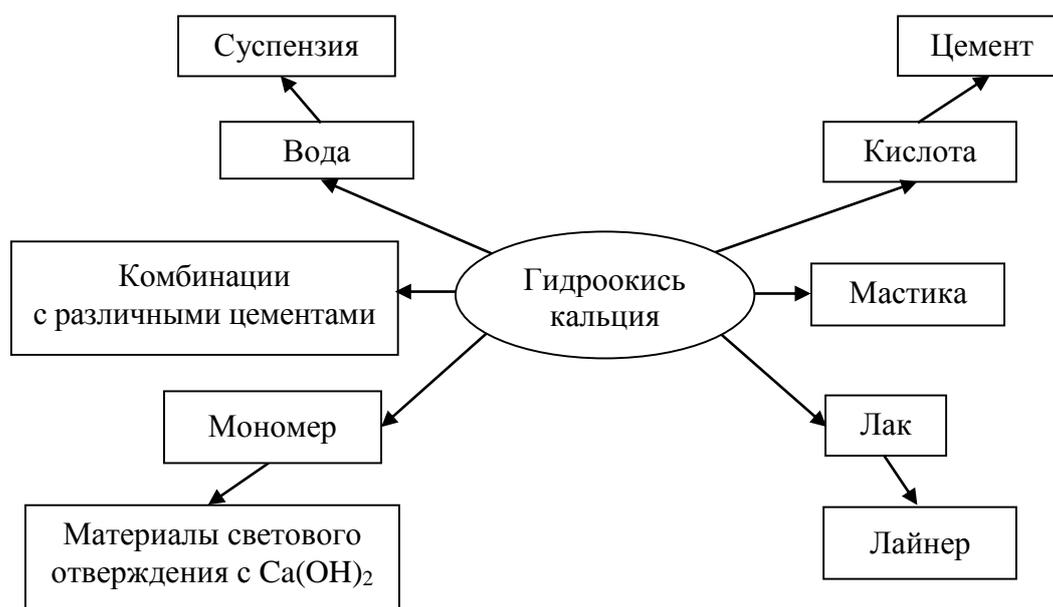


Рис. 1. Классификация материалов, содержащих гидроокись кальция (основные компоненты) (по Staehle 1990)

При плоских и неглубоких кариозных полостях применяют так называемые лайнеры (Hydroxylite, Tubulitec). *Лайнерами* называются лаки, содержащие лечебные добавки, такие как гидроокись кальция, оксид цинка и др.

Мастики (например, Gangraena Merz) — это маслосодержащие вещества с добавками гидроокиси кальция.

Цементы (Dycal, Kerr-Life) — это кислоты, соединенные с гидроокисью кальция. Одним из компонентов является салицилатэфир, который с гидроокисью кальция образует хелатное соединение. При этом образуется кальцийсалицилатный цемент. Дополнительно цементы могут содержать наполнители, пластификаторы (например, этилтолуолсульфонамид) и красители. В большинстве случаев эти цементы пастообразны и твердеют после замешивания.

Результаты многочисленных исследований свидетельствуют о том, что отдача ионов кальция и гидроокиси у различных препаратов отличается. У *нетвердеющих* паст она наибольшая. У *цементов* она значительно меньше, у *лайнеров, мастик* отдача ионов кальция и гидроокиси почти не обнаруживается.

Кальцийсалицилатные цементы не пригодны для использования в качестве изолирующей прокладки, т. к. выдерживают только незначительную нагрузку и растворяются под пломбами. В связи с этим их можно применять только при непрямом покрытии пульпы, накладывая на небольшую площадь. Эти препараты также можно использовать на период их действия под временную пломбу, после истечения лечебного периода препарата желательно удалить его со дна полости и закончить пломбирование постоянным материалом. Также следует учитывать, что эти препараты изменяют цвет под композитными пломбами, что ухудшает их эстетический вид.

Светоотверждаемые лечебные прокладки на основе гидроокиси кальция имеют более высокую компрессионную прочность по сравнению с химически отверждаемыми препаратами. Однако те, в свою очередь, обладают надежным бактериостатическим эффектом и меньшей опасностью образования микропустот между дном кариозной полости и прокладкой.

Методика применения

Препарированную кариозную полость изолируют от слюны (коффердам, стерильные валики), промывают дистиллированной водой, высушивают слабой струей воздуха либо стерильным ватным шариком. Готовят лечебную прокладку согласно инструкции к материалу, зондом или штопфером наносят точно на место проекции рога пульпы или самое глубокое место кариозной полости.

Прокладочные материалы на основе гидроксида кальция должны вноситься в полость точно, в минимальном количестве с обязательным наложением изолирующей прокладки.

После затвердевания материала накладывают временную пломбу или изолирующую прокладку и далее проводят пломбирование по показаниям.

Представители материалов, содержащих гидроокись кальция

Представителями материалов, содержащих гидроокись кальция, являются следующие: **Dycal** (Dentsply), **ESPE Alcaliner** (ESPE), **Septocal** (PSP Dental), **Septocalcine ultra** (Septodont), **Calcicur** (VOCO), **Calcimol**, **Calcimol LC** (VOCO), **Calci-pulpe** (Septodont), **Calxid** (Spofa Dental), **Reocab** (Vivadent), **Hydrex**, **Life** (Kerr), **Кальмецин**, **Кальрадент**, **Кальцесил**, **Кальцесил LC** (ВладМиВа) (рис. 2).



Рис. 2. Препараты на основе гидроокиси кальция

ЦИНКОКСИДЭВГЕНОЛОВЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Основой цинкоксидэвгеноловых цементов (ЦОЭЦ) являются оксид цинка (1–2 % — уксуснокислый цинк, уксусный ангидрид, канифоль — могут вводиться для ускорения затвердевания) и очищенный эвгенол или гвоздичное масло (85 % эвгенола, этиловый спирт, уксусная кислота, вода). При смешивании порошка и жидкости протекает химическая реакция с образованием эвгенолята цинка.

Свойства цинкоксидэвгеноловых цементов

В присутствии влаги цемент затвердевает в течение 10 мин, достигая прочности при сжатии — 7–40 мПа и прочности при растяжении — 0,4 мПа. Модуль упругости составляет 0,3 мПа. Растворимость в воде — 1,5 %.

Положительные свойства ЦОЭЦ:

- 1) оказывают болеутоляющее и антисептическое действие на пульпу зуба;
- 2) легкие в применении;

- 3) обладают хорошей герметизирующей способностью;
- 4) рентгеноконтрастны.

Отрицательные свойства ЦОЭЦ:

- 1) эвгенол является сильным раздражителем пульпы;
- 2) эвгенол — потенциальный аллерген;
- 3) низкая прочность и износостойкость;
- 4) растворяются в ротовой жидкости;
- 5) препятствуют адгезии стеклоиономерных цементов и композиционных пломбировочных материалов.

Упрочненные цинк-оксид-эвгенольные цементы с наполнителем

Данная группа цементов применяется в качестве прокладок как временный пломбировочный материал, а также для цементирования несъемных протезов.

Цинк-оксид-эвгенольные цементы состоят из порошка и жидкости.

Порошок — оксид цинка, в который добавлено 10–40 % тонкоразмолотых природных (канифоли) или синтетических (полиметилметакрилата, полистирола или поликарбоната) смол и катализаторов.

Жидкость — эвгенол, в котором могут быть растворены вышеперечисленные смолы, катализаторы (уксусная кислота) и противомикробные вещества (тимол или 8-гидроксихинолин).

Цемент быстро затвердевает в течение 10 мин, достигая прочности при сжатии от 35 до 55 мПа и прочности при растяжении — 5–8 мПа. Модуль упругости составляет 2 мПа. Растворимость в воде — 1,5 %.

Положительные свойства:

1. Более прочные, чем собственно цинк-оксид-эвгенольные цементы.
2. Оказывает болеутоляющее и антисептическое действие на пульпу зуба.
3. Обладает хорошей герметизирующей способностью.
4. Рентгеноконтрастен.
5. Имеет продолжительное рабочее время.

Представители цинкоксидэвгеноловых цементов

Представителями цинкоксидэвгеноловых цементов являются следующие: **Zinoment** (VOCO), **Templin/TempD** (PSP Dental), **IRM** (Dentsply), **Cavitec** (Kerr), **Кариосан** (Spofa Dental), **Биодент** (Медполимер), **Эвгедент-II** (Радуга-Р), **Эвгцент-II** (ВладМиВа) (рис. 3).



ПРЕПАРАТЫ НА ОСНОВЕ МИНЕРАЛ ТРИОКСИД АГРЕГАТА

За последние два десятилетия минерал триоксид агрегат (МТА) стал одним из наиболее широко изученных эндодонтических материалов. МТА состоит из кальция, алюминия и селена, и благодаря специфике структуры обладает определенными уникальными свойствами с точки зрения биосовместимости, биоактивности, гидрофильности, рентгеноконтрастности, способности к уплотнению и низкой растворимости (рис. 4).



Рис. 4. Препараты на основе минерал триоксид агрегата

Для клинического применения наиболее важным является высокая биосовместимость материалов на основе МТА. По данным гистологического исследования, применение МТА вызывает слабовыраженную воспалительную реакцию со стороны пульпы, в которой формируется новый мостик из твердых тканей. Надежное уплотнение материала обеспечивается за счет того, что его механические свойства аналогичны таковым у дентина. Это минимизирует риск развития микроподтекания и предупреждает бактериальную инвазию.

Практическое преимущество МТА заключается в том, что он отверждается во влажной среде. При контакте с влагой оксид кальция, который содержится в МТА, трансформируется в гидроксид. В процессе такой реакции рН материала прогрессивно возрастает, тем самым повышая его антибактериальный эффект. Однако, в отличие от обычного гидроксида кальция, МТА характеризуется еще и очень низкой растворимостью, и стабильностью размера после установки.

МТА был получен из портландцемента, однако, несмотря на похожесть по химическому составу, эти материалы не идентичны. МТА подвергается дополнительной обработке и очистке, а также характеризуется меньшим размером частиц и почти полным отсутствием токсичных тяжелых металлов.

С точки зрения истории, МТА в стоматологической литературе впервые был описан в 1993 г., одобрен FDA в 1998 г. В 1999 г. ProRoot MTA (DENTSPLY Tulsa Dental Specialties) стал первым коммерчески доступным продуктом МТА на рынке Соединенных Штатов. МТА Angelus (Angelus/Clinician «Choice Dental

Products Inc.») был представлен в Бразилии в 2001 г. и получил одобрение FDA в 2011 г., после чего этот материал стал доступным в США.

Традиционный МТА отверждается на протяжении от 2 до 3 ч, в настоящее время некоторые материалы данной группы отверждаются на протяжении 15 мин после замешивания. Такое сокращение времени отверждения иногда является очень полезным, т. к. через несколько минут после установки МТА клиницисты могут приступить к выполнению реставрации, не боясь, что подлежащий прокладочный материал растечется. Подобного эффекта сокращения времени затвердевания удалось добиться за счет более низкой концентрации сульфата кальция в составе порошка на основе МТА.

МТА представлен в серой и белой версиях. Первые продукты МТА были серыми, и большинство первоначальных исследований было проведено именно на таком составе материала. Из-за проблем с окрашиванием коронки под воздействием материала была разработана его новая белая версия, которую представили на рынке в 2002 г. Разница между серой и белой версиями МТА состоит в концентрации оксидов железа, магния и алюминия. Так, в белом МТА на 90,8 % меньше оксида железа, чем в сером. Сначала врачи имели некоторые трудности в работе с МТА из-за его консистенции, похожей на влажный песок, но со временем МТА был усовершенствован и теперь материал является достаточно простым в работе.

Клиническое применение минерал триоксид агрегата в качестве лечебной прокладки

Покрытие пульпы

При лечении глубокого кариеса (гиперемии пульпы) частичное обнажение пульпы иногда неизбежно. Некоторые специалисты отказываются от процедуры прямого покрытия пульпы после ее обнажения, аргументируя это непрогнозируемостью подобных вмешательств. В то же время МТА уже не один год демонстрирует свою эффективность при использовании в подобных ситуациях.

МТА характеризуется значительно более низкой растворимостью, чем материал на основе гидроксида кальция, и значительно более стабильным объемом и более положительными технологическими свойствами. Таким образом, с его помощью удастся плотно покрывать надпульпарное пространство, ограничив возможности для микробной инвазии снаружи.

Исследования показали, что в бессимптомных случаях или в случаях с обратимым пульпитом (когда инфекция не распространяется в собственно пульповое пространство) использование МТА является одним из перспективных вариантов лечения.

Данные гистологических исследований указывают на почти полное отсутствие воспалительной реакции со стороны пульпы при установке МТА, а также на формирование дентинного мостика. При использовании быстро затвердевающих препаратов МТА уже через 15 мин врач имеет возможность

выполнить окончательную реставрацию коронковой части зуба с возможностью закончить лечение за один визит.

ИЗОЛИРУЮЩИЕ ПРОКЛАДОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Требования к изолирующим прокладкам

Изолирующие прокладки должны обладать следующими свойствами:

- хорошей биологической совместимостью с пульпой и твердыми тканями зуба;
- иметь низкую теплопроводность;
- обладать хорошей адгезией к дентину;
- иметь коэффициент теплового расширения близкий к твердым тканям зуба;
- не изменять цвет зуба и пломбы;
- иметь низкую полимеризационную усадку;
- быть рентгеноконтрастными;
- обладать адгезией к постоянному пломбировочному материалу;
- обеспечивать защиту пульпы от токсического воздействия постоянного пломбировочного материала;
- обладать противокариозным эффектом;
- нести статическую нагрузку, связанную с перераспределением жевательного давления.

ЦЕМЕНТЫ

Цементы — это порошкообразные смеси, которые смешиваются с водой или водными растворителями. Образуется пластичная масса, которая затем затвердевает.

ЦИНК-ФОСФАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Цинк-фосфатные цементы (ЦФЦ) имеют широкий диапазон применения — от фиксации ортопедических несъемных конструкций из сплавов металлов, металлокерамических протезов до применения их в качестве изолирующих прокладочных материалов для защиты пульпы от токсического воздействия постоянной пломбы.

ЦФЦ состоят из порошка и жидкости. Порошок на 80–90 % по массе состоит из окиси цинка, до 10 % составляет оксид магния, который вводят для повышения прочности цемента. В качестве наполнителя применяют также оксид кремния и другие оксиды, красители.

Жидкость состоит в соотношении по массе на 52–56 % из ортофосфорной кислоты, 0–9 % добавок цинка и 2–3 % алюминия для амортизации. Алюминий необходим для реакции образования цемента, тогда как цинк является замедлителем реакции между порошком и жидкостью, что обеспечивает достаточное время для работы. Остальную часть жидкости составляет вода.

ЦФЦ выдерживают значительные нагрузки и обладают слабой растворимостью в ротовой жидкости. Реакция после замешивания ЦФЦ — кислая. Только спустя несколько часов устанавливается нейтральное значение pH. Если консистенция цемента более жидкая, то нейтрализация занимает больше времени и может вызывать большее раздражение пульпы зуба. В глубоких полостях на участки, близкие к пульпе, перед применением цемента необходимо внести препарат на основе гидроксида кальция способом непрямого покрытия для уменьшения кислотного воздействия на пульпу.

При реакции связывания происходит усадка ЦФЦ (0,03–0,06 % через 7 дней — во влажной среде; 2 % — в сухой среде). Поэтому эти цементы не следует применять в качестве постоянных пломб, т. к. они не защищают полость от проникновения бактерий и рассасываются в ротовой жидкости. После замешивания в цементе непродолжительное время находится фосфорная кислота, которая может воздействовать на пульпу. В цементах, содержащих оксид магния и оксид алюминия, после 24 ч поэтапного связывания образуется третичный фосфат, который в значительной степени определяет свойства связанного цемента, т. к. он недостаточно водорастворимый. Реакция связывания — экзотермическая. Время связывания составляет 5–9 мин, но при быстром добавлении порошка значительно сокращается.

Свежезамешанный ЦФЦ имеет высокую *кислотность*: pH после замешивания — 1–2, после затвердевания в течение 1 ч pH — не выше 4, через 24 ч pH обычно достигает 6–7. Теплопроводность цемента примерно такая же, как и у дентина, поэтому цемент почти не защищает от термического раздражения. Вследствие высокой прочности ЦФЦ пригодны для использования в боковых зубах в качестве прокладок. Во фронтальной группе зубов используются редко из-за низких эстетических качеств.

Положительные свойства ЦФЦ:

- легкость применения;
- достаточная прочность;
- рентгеноконтрастность.

Отрицательные свойства ЦФЦ:

- плохая адгезия;
- растворимость во внутриротовой жидкости;
- отсутствие антибактериального эффекта;
- раздражающее действие на пульпу зуба;
- неэстетичность.

Методика применения

Замешивание цемента влияет на его качество. Цемент замешивают на охлажденном стекле, на гладкой поверхности, добавляя порошок к жидкости, а не наоборот. Порции порошка постепенно уменьшают, добавляя каждую последующую после тщательного растирания предыдущей. Время смешивания — не более 1,5 мин. Готовая изолирующая прокладка должна тянуться за чистой поверхностью шпателя с отрывом зубца не более 1 мм; быть пластичной и однородной консистенции; поверхность должна быть блестящей.

После препарирования кариозной полости зуб изолируют (коффердам, стерильные ватные или легниновые валики), проводят медикаментозную обработку по показаниям, высушивают. Подготовленный ЦФЦ гладилкой вносят в полость, штопфером уплотняют и формируют поверхность. Оптимальная толщина прокладки составляет 0,75–1 мм, не доходя до эмали. Оптимальный объем — $\frac{1}{3}$ объема кариозной полости.

Представители цинк-фосфатных цемента

Представителями цинк-фосфатных цемента являются следующие: **Унифас-2**, **Фосфат** (Медполимер), **Фосцем**, **Уницем**, **Фосцин бактерицидный** (ВладМиВа), **Фосфат-цемент**, **Фосфат-цемент с серебром**, **Фосцин** (Радуга-Р), **Adhesor**, **Adhesor Fine** (Spofa Dental), **Argil** (Чехия), **De Trey Zinc** (Dentsply), **Phosphazement Bayer** (Bayer), **Phoosphacap**, **Tenet** (Ivoclar), **Poscal** (Voco), **Septoscell** (Septodont) (рис. 5).



Рис. 5. Прокладочные пломбировочные материалы на основе цинк-фосфатных цемента

ПОЛИКАРБОКСИЛАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Состав порошка поликарбоксилатных цемента (ПКЦ) примерно такой же, как и ЦФЦ. Жидкость содержит 40–50 % полиакриловой кислоты. Полиакриловые кислоты более вязкие, чем фосфорные. При затвердевании ПКЦ образуется комплекс с цинком. Полиакриловая кислота может также связываться с кальцием твердого вещества зуба.

ПКЦ более совместимы с пульпой, чем ЦФЦ, т. к. полиакриловая кислота имеет сродство к дентину зуба. Кислота медленно диффундирует в направлении пульпы, при этом количество свободной кислоты незначительно. Усадка ПКЦ значительно больше, чем ЦФЦ, но обладают меньшей прочностью. Максимальная прочность ПКЦ достигается через 24 ч после замешивания и составляет при сжатии 55–85 мПа, а при растягивании — 8–12 мПа. Из-за недостаточной прочности они не пригодны для использования на участках зубов,

подверженных значительным нагрузкам. Растворимость ПКЦ находится в пределах 0,1–0,6 %. При наличии в составе цементов фторидов их растворимость в воде значительно снижается. Время затвердевания при температуре 37 °С составляет 6–9 мин. После замешивания рН цемента быстро повышается до нейтральной.

Методика применения

Для прокладок оптимальным является соотношение порошка и жидкости 1:2. Время смешивания — 30 с. Порцию порошка делят на две равные части. Первую часть соединяют с жидкостью и замешивают в течение 15 с на стекле, затем добавляют оставшуюся половину порошка и замешивают еще 15 с до получения массы однородной консистенции. Рабочее время — 1,5–2 мин. Методика наложения аналогична при работе с ЦФЦ.

Представители поликарбоксилатных цементов

Представителями поликарбоксилатных цементов являются следующие: **Белокор** (ВладМиВа), **Белокор** (Радуга-Р), **Карбофаин** (Spofa Dental), **Поликарбоксилатный цемент** (Стома), **Поликарбоксилатный цемент с нитратом калия**, **Цемент поликарбоксилатный** (Медполимер), **Aqualox**, **Carboco** (Voco), **Durelon Powder** (ESPE), **Selfast** (Septodont), **PolyCarb** (PSP Dental), **Carboxylatzement Bayer** (Bayer), **Poly Carb** (DCL) (рис. 6).



Рис. 6. Поликарбоксилатный цемент. Прокладочный пломбирочный материал

СТЕКЛОИОНОМЕРНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Стеклоиономерные цементы (СИЦ) — это класс современных стоматологических материалов, которые объединили в себе свойства силикатных и полиакриловых систем. Они представляют собой высокоионизированные полимеры с многократно повторяющейся гидроксильной группой.

Классификация стеклоиономерных цементов

СИЦ следует подразделять на следующие группы:

I. *По назначению:*

- 1) подкладочные;
- 2) для постоянных пломб;
- 3) для фиксации несъемных протезов и ортопедических аппаратов;
- 4) для пломбирования каналов штифтами.

II. По способу отверждения:

- 1) химического:
 - порошок и жидкость, представленная полиакриловой кислотой (ПАК);
 - порошок и жидкость, представленная дистиллированной водой;
- 2) светоотверждаемые;
- 3) двойного отверждения.

Состав стеклоиономерных цемента

Порошок представляет собой алюмосиликатное стекло, полученное сплавлением оксида кремния и алюминия во фторидном флюсе с небольшим количеством фосфата алюминия. Сплавление проводят при температуре 1150–1300 °С. Стекланную массу дробят и подвергают тонкому помолу, размер частиц составляет 20–50 мкм.

Жидкость представляет собой 45–50%-ный водный раствор полиакриловой кислоты.

СИЦ обладают способностью связываться с дентином и эмалью химически за счет хелатного соединения карбоксилатных групп полимерной молекулы кислоты с кальцием твердых тканей зуба.

В состав СИЦ вводят фтор в виде фтористых солей. Фтор является регулятором pH и обладает способностью замещать гидроксильную группу в составе гидроксиапатита эмали зуба.

Реакция отверждения СИЦ имеет две фазы: гидратации и дегидратации.

Свойства стеклоиономерных цемента

Положительные свойства СИЦ:

1. Способность образовывать химическую связь с твердыми тканями зуба.
2. Отсутствие раздражающего действия на пульпу.
3. Незначительная растворимость.
4. Адгезия к дентину и композиционным материалам.
5. Рентгеноконтрастность.
6. Длительное выделение фторидов после затверждения.
7. Устойчивость к кислотам.
8. Прозрачность.
9. Близость коэффициента теплового расширения к таковому дентина.
10. Низкий уровень pH.
11. Технологичность.

Отрицательные свойства СИЦ:

1. Низкая износостойчивость.
2. По цвету, блеску нельзя сравнить с композитами.
3. Недостаточная рентгеноконтрастность некоторых СИЦ.
4. Высокая чувствительность к влаге на стадии отверждения.

5. Повышенная влажность среды вызывает растворение реагентов и мешает агломерации матрицы затвердевания. Пересушивание приводит к ухудшению качества гидротированной гелевой фазы во время отверждения, что уменьшает гигроскопическое расширение СИЦ и ухудшает качество адгезии к дентину.

СИЦ по форме выпуска представлены тремя вариантами: порошок и жидкость (поликислоты), порошок и дистиллированная вода, порошок и жидкость (поликислоты в капсулах).

Для улучшения адгезии СИЦ к дентину и модификации смазанного слоя, образующегося в процессе препарирования зуба, некоторые производители предлагают использовать кондиционер. **Кондиционер** представляет собой раствор, содержащий слабую органическую или неорганическую кислоту, предназначенный для полного или частичного удаления «смазанного слоя» с поверхности дентина, цемента (полиакриловая кислота, 4–10 % малеиновая, 30–50 % лимонная, 10–15 %-ная фосфорная кислоты).

Порошок в СИЦ состоит из тонко измельченного стекла (фторсилката кальция и алюминия) с размером частиц около 40 мкм для пломбировочных материалов и менее 25 мкм для фиксации. Цементы для изолирующих прокладок имеют размер частиц до 5 мкм. Рентгеноконтрастность достигается за счет введения в состав порошка СИЦ солей Ba и Sr. Для увеличения прочности в цемент вводят порошок серебра.

Оксид Al и фторид Na отвечают за кислотостойкость цемента, что немаловажно для устойчивости СИЦ в условиях полости рта и определяют характеристики реакции отверждения. Способность к выделению ионов фтора обусловлена наличием фторсодержащих соединений (фториды Na и Ca).

Жидкость представляет собой смесь 50%-ного водного раствора сополимера полиакрилатаконовой или другой поликарбоновой кислоты и 5%-ной винной кислоты. В некоторые материалы сополимер добавляется к порошку, а раствор содержит только винную кислоту. Другие СИЦ содержат все ингредиенты в порошке, а жидкость представляет собой дистиллированную воду. При высушивании или замораживании жидкости ее ингредиенты вводят в состав порошка. Это позволяет точно дозировать порошок и жидкость при замешивании.

При контаминации полиакриловая и винная кислоты взаимодействуют со стеклом, реагируя с ионами кальция и алюминия, которые, образуя поперечные связи, превращают поликислотные молекулы в гель.

Винная кислота служит для того, чтобы увеличить рабочее время. Она содействует также быстрому отверждению материала, образуя комплексы с ионами металлов. Разница в составе между различными представителями СИЦ влияет на скорость твердения и их свойства.

Реакция связывания протекает в два этапа. Кислота высвобождает из силикатного стекла ионы кальция и алюминия. Так как ионы кальция высвобождаются быстрее, то они первыми вступают в реакцию с кислотой. После смачивания кальциевых мостиков полиакриловой кислотой образуется карбоксилатный гель, чувствительный к влаге и высыханию. Попадание влаги на этом этапе увеличивает время связывания, уменьшает прочность и твердость, способствует потере прозрачности, пористости и шершавости поверхности. Вследствие пересушивания СИЦ растрескивается и не полностью связывается. Ионы алюминия проникают в матрицу через несколько часов, образуя при этом водорастворимый кальций-алюминий-карбоксилатный гель.

В фотоотверждаемых СИЦ вследствие световой сополимеризации метакрилата с группами полиакриловой кислоты образуются ковалентные и ионные связи, способствующие затвердеванию материала. Усадка СИЦ фотоотверждаемых составляет 7 %, по этой причине возникает краевая проницаемость вплоть до разрушения сцепления. В настоящее время отсутствуют результаты исследований о совместимости фотоотверждаемых СИЦ с пульпой. Таким образом, предпочтение следует отдать двухкомпонентным материалам вследствие их лучшей адгезии к твердым тканям зуба, более продолжительному выделению фтора, кислотостойкости и меньшей токсичности по отношению к пульпе.

Методика применения

Методика по применению СИЦ должна проводиться строго согласно инструкции к материалу. При наличии кондиционера первым этапом работы будет кондиционирование. Кондиционер наносят на поверхность дентина на 15–20 с, затем в течение такого же времени смывают неаэрированной струей воды и высушивают до блестящей непересушенной поверхности.

СИЦ химического отверждения. Сосуд с порошком перед использованием необходимо встряхнуть. Замешивание проводят на бумажных или пластмассовых палетках в течение одной-двух минут. Материал после замешивания гладилкой вносят в полость и шпатель распределяют пластичную массу до эмалево-дентинной границы. Минимальная толщина прокладки должна составлять 0,5 мм и уровень границы прокладки может быть уменьшен в зависимости от постоянного пломбировочного материала. Необходимо соблюдать сухость рабочего поля (кариозную полость не пересушивать). Чтобы удалить остатки прокладки со стенок полости, рекомендуется финирировать полость после нанесения прокладки. В случае загрязнения краев полости прокладочным материалом его следует удалить.

СИЦ светового отверждения. Материал вносят на дно подготовленной полости и проводят световую полимеризацию в течение указанного в инструкции времени (20–40 с).

СИЦ двойного отверждения. Замешивание проводят согласно инструкции, вносят в подготовленную полость и полимеризуют светом в течение 20–40 с. Без активации светом продолжительность реакции полимеризации увеличивается до 20 мин.

СИЦ могут применяться в технике «Сэндвич» (техника сочетания различных материалов).

Техника закрытого «сэндвича» используется в полостях I, II, III, IV класса по Блэку, когда СИЦ полностью перекрывается композиционным материалом или амальгамой. Прокладочные материалы, применяемые в данной технике, должны быть механически прочными, чтобы выдержать окклюзионную нагрузку, иметь хорошую адгезию к дентину, чтобы обладать повышенной прочностью на разрыв, противодействовать композиционной усадке. С этой целью используются: Vitrebond, Fuji Lining LC, Photoc-Bond Aplicap и др.

Прокладку из данных материалов вносят в подготовленную полость, уплотняют и конденсируют. Утолщенная прокладка должна закрывать дно кариозной полости и доходить до эмалево-дентинного соединения. Желательно, чтобы слой композита, перекрывающего прокладку, был не тоньше 2–2,5 мм, что позволит выдержать жевательную нагрузку.

Техника открытого «сэндвича» используется в апроксимально-окклюзионных полостях (II, III, IV класса по Блэку) при наличии поддесневых разрушений. В этих случаях СИЦ восстанавливает придесневой дефект, контактируя с тканями ротовой полости, и перекрывается сверху композиционным материалом.

СИЦ, применяемые в открытой «сэндвич»-технике, должны быть не только механически прочными, чтобы выдерживать окклюзионную нагрузку, но и быть нечувствительными к действию влаги и обладать низкой растворимостью, т. к. материал будет контактировать с десневым и поддесневым краем и, соответственно, ротовой и десневой жидкостью. Vitremer и Fuji II соответствуют этим требованиям.

Наложение прокладки из СИЦ и пломбы из композиционного материала в одно посещение возможно при применении гибридных СИЦ двойного отверждения или гибридного СИЦ.

Наложение изолирующей прокладки из СИЦ на примере Vitremer. В подготовленной полости дентин подсушивают непрямой струей воздуха или избыток влаги убирают кетоновым или порононовым шариком. Дентин должен оставаться влажным (блестящим). Праймер вносят в полость на 30 с, не промывают, подсушивают слабой воздушной струей в течение 15 с. Полимеризуют светом 20 с, после чего дентин также должен оставаться блестящим. Флакон с порошком встряхивают. Берут равное количество порошка и жидкости (на одну ложку порошка одна капля жидкости). Замешивают в течение 45 с на большом блокноте, с усилием (необходимо раздавить инкапсулированный катализатор) Vitremer одной порцией вносят в полость, уплотняют и конденсируют. В полостях II класса по Блэку формируют придесневую стенку так, чтобы СИЦ на 1–2 мм возвышался над десневым краем полости, не заходя

за контактный пункт. В полостях V класса, распространяющихся под десну, СИЦ должен выстилать дно кариозной полости и восстанавливать дефект до десневого края. Vitremer отверждается светом в течение 40 с. Время схватывания при самоотверждении составляет 4 мин от начала замешивания. После отверждения необходимо удалить избытки цемента и остатки праймера с эмали бором.

Полость промывают и высушивают, подготавливают к восстановлению композиционным материалом.

При использовании в качестве изолирующей прокладки классических и водоотверждаемых СИЦ, а в качестве постоянной пломбы — светоотверждаемых композитов, рекомендуется производить пломбирование в два посещения. Это обусловлено тем, что созревание цементной массы и образование прочной связи стеклоиномеров с дентином происходит приблизительно в течение 24 ч.

При наложении композита в то же посещение, что и СИЦ, наблюдается более быстрое и прочное связывание композита с цементом, чем стеклоиномера с дентином. За счет быстрого и прочного связывания композита со стеклоиномером, а также за счет полимеризационной усадки композита резко повышается вероятность отрыва прокладки от дна полости и, как следствие, появляются боли в зубе от температурных раздражителей, болезненность при накусывании на пломбу, а в дальнейшем происходит развитие воспаления и некроза пульпы. Поэтому целесообразно запломбировать всю полость СИЦ во время первого посещения, а во второе посещение через 24–48 ч произвести удаление части стеклоиномерной пломбы соответствующей эмали; затем протравить эмаль и стеклоиномерный цемент (не более 30 с), хорошо промыть, подсушить струей воздуха из бластера, но не пересушивать, после чего применить адгезивную систему и провести пломбирование.

Представители стеклоиномерных цемента

Представителями стеклоиномерных цемента являются следующие: **Стион-ПС** (Радуга России), **Стион-АПХ** (ВладМиВа), **Aqua Ionobond**, **Aqua Meron**, **Ionobond**, **Ionofil** (VOCO), **Base Line**, **Chem Fill superior**, **Timeline** (Dentsply), **Cavalite** (Kerr), **Fugl 1** (GC), **Glas-Ionomer cement** (Heraeus Kulzer), **Ketac-Cem**, **Ketac-Bond Aplicap**, **Photac-Bond Aplicap** (ESPE), **Septocal LC**, **Ionoscell** (Septodont), **Vitrebond**, **Vitremer** (3M), **Глюфил** (Республика Беларусь) (рис. 7).



АДГЕЗИВНЫЕ СИСТЕМЫ

Проведение стоматологических реставраций требует прикрепления реставрационного материала к тканям зуба. Зубная структура гетерогенна, обычно влажная, покрыта различными органическими пленками и постоянно омывается ротовой жидкостью, что и объясняет сложность реставрационных работ.

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. Таким образом, *адгезия* в стоматологии — это соединение двух разнородных твердых тел, которое происходит через адгезивного посредника, способного смачивать две твердые поверхности и потом затвердевать. Под *адгезивной техникой* понимается процесс модификации поверхности твердых тканей зуба в зоне дефекта с целью обеспечения прочной связи стоматологических материалов с эмалью и дентином.

Механизм адгезии может быть механическим, химическим и комбинированным. *Химическая* адгезия происходит, когда адгезив взаимодействует химически с твердой поверхностью, или достигает с ней чрезвычайно близкого молекулярного контакта. *Механическая* адгезия происходит от внедрения жидкого адгезива в неровности и механические поднутрения твердой поверхности. Данный феномен иногда называют микромеханической взаимосвязью. В стоматологии для обозначения этих способов адгезии используется термин *бондинг*.

На поверхности дентина после препарирования образуется *смазанный слой* (*smear layer*), состоящий из собственного смазанного слоя и пробок смазанного слоя, закупоривающих дентинные трубочки. В состав этого слоя входят обломки дентинных трубочек, частицы гидроксиапатита, денатурированных коллагеновых волокон, клетки микрофлоры. Слой достигает в толщину 0,5–0,7 мкм в зависимости от вида препарирования, закупоривает дентинные каналы и покрывает как прокладкой неповрежденный интертубулярный дентин. Смазанный слой слабо прикреплен к подлежащим тканям: показатель прочности связи на сдвиг составляет 2–6 МПа, что является пределом прочности прикрепления композита. Для сравнения адгезионная прочность СИЦ с дентином зуба составляет 4–8 МПа. В процессе протравливания дентина удаляется смазанный слой, деминерализуется его поверхность и раскрываются дентинные трубочки. Это позволяет наполненному или ненаполненному полимеру (адгезиву) проникнуть в дентинные каналы и сцепиться с их стенками. Герметичное закрытие поверхности дентина не только защищает пульпу от

раздражения, но и обеспечивает микромеханическое сцепление адгезива с дентинными канальцами и коллагеновыми волокнами, что значительно увеличивает силу адгезии. Полимер способен проникнуть в канальцы витального дентина на глубину не более 10 мкм.

Требования к адгезивным системам

Адгезивные системы должны обладать следующими свойствами:

- обеспечение немедленного, устойчивого к жевательной нагрузке, долговечного эффекта связывания с тканями зуба;
- компенсация напряжения, возникающего в результате усадки композиционного материала;
- сила сцепления с дентином должна быть подобной или равной адгезии к эмали;
- биосовместимость с тканями зуба и нерастворимость в ротовой жидкости;
- обеспечение отличной краевой адаптации реставрации для предупреждения микроподтекания, краевой пигментации и развития вторичного кариеса;
- обеспечение удобства и легкости в использовании;
- длительный срок хранения;
- универсальность и совместимость с большинством композиционных материалов;
- отсутствие сенсibiliзирующего действия на пациента и врача.

Классификация современных адгезивных систем

Адгезивные системы можно разделить на следующие группы:

- I. *По механизму сцепления:*
 - 1-е поколение;
 - 2-е поколение;
 - 3-е поколение;
 - 4-е поколение;
 - 5-е поколение;
 - 6-е поколение;
 - 7-е поколение.
- II. *По составу:*
 - наполненные;
 - ненаполненные.
- III. *По типу растворителя:*
 - ацетонсодержащие;
 - спиртосодержащие;
 - на водной основе;

- комбинированные.
- IV. *По назначению:*
 - для адгезии к твердым тканям зуба;
 - универсальные многофункциональные системы.
- V. *По способу полимеризации:*
 - светоотверждаемые;
 - химиотверждаемые.
- VI. *По типу растворителя:*
 - ацетонсодержащие;
 - спиртосодержащие;
 - на водной основе;
 - комбинированные.

Выделяют три типа адгезивов в зависимости от механизма их взаимодействия с твердыми тканями зуба (Патерсон, 1995):

1. Связь с неорганическими компонентами эмали и дентина (ионы кальция) — *эмалево-дентинные адгезивы*.
2. Связь с органическим компонентом дентина (с коллагеном) — *дентинные адгезивы*.
3. Микромеханическая связь (переплетение) — *эмалевые и эмалево-дентинные адгезивы*.

Оптимальным считается три основных этапа адгезивной подготовки: протравливание, прайминг и бондинг.

Состав адгезивной системы

В состав адгезивной системы входят:

1. Протравка.
2. Праймер.
3. Бонд.

Протравка предназначена для полного удаления «смазанного слоя» дентина и создания микрорельефа на поверхности эмали, дентина, цемента (раствор, гель или полугель, содержащий концентрированную неорганическую кислоту: 20–37 % фосфорной, 1–4 % малеиновой кислот).

Праймер предназначен для пропитывания структур дентина с образованием гибридного слоя. Представляет собой гидрофильный мономер (HEMA, PENTA и др.), растворитель (ацетон, спирт, вода), наполнитель, инициатор, стабилизатор.

Бонд (*адгезив*) гидрофобный метакрилат (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) и неорганический наполнитель (SiO₂, акросил в мкм и нанометрах), инициатор, стабилизатор, фторвыделяющий компонент. Бонд обеспечивает связь гидрофобного композиционного материала с протравленной поверхностью и праймером.

Дентинные адгезивы помимо механического сцепления могут связываться с поверхностью дентина, образуя химическое соединение с неорганической и органической составляющей дентина. При удалении смазанного слоя

(протравливания) с поверхности дентина образуется чистая поверхность с открытыми дентинными канальцами. Обработка поверхности дентина праймером дает возможность получить глубокое его проникновение в дентинные канальцы с сохранением неспавшихся коллагеновых волокон.

Праймер — вещество гидрофильное, глубоко проникающее в дентинные канальцы, при этом создается прочная химико-механическая связь композита с дентином. Нанесенный поверх праймера адгезив прочно запечатывает дентинные канальцы, что полностью исключает проникновение свободного мономера из композита в пульпу и ее раздражение другими внешними факторами.

Современные адгезивные системы могут быть одно-, двух- и трехкомпонентными. Трехкомпонентные системы состоят из протравочного геля, праймера и адгезива. Отличие двухкомпонентной системы в том, что в ней объединены праймер и адгезив. Это облегчает их клиническое применение. Однокомпонентные адгезивы представляют собой ассоциированную систему всех трех компонентов. В литературе они встречаются под названием самопротравливающие адгезивные системы.

Многие стоматологические фирмы-производители имеют свою определенную адгезивную систему под свой материал. Помимо обеспечения надежной адгезии, все адгезивные системы 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.

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. 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.

Методика применения

После кислотного протравливания и высушивания кариозной полости (поверхность дентина остается блестящей, не пересушенной, а эмаль высушивается полностью и приобретает матовый оттенок) специальным аппликатором втирают праймер в дентин в течение 30 с. Затем слабой струей воздуха,

равномерно распределяя праймер, удаляют его избыток. Следующим этапом наносят адгезив. Струей воздуха его равномерно распределяют по поверхности полости и проводят световую полимеризацию. Время экспозиции указано в инструкции к материалу (20–40 с).

При использовании двухкомпонентной адгезивной системы после протравливания и высушивания аппликатором втирают праймер-адгезив в течение 30 с. Распределяют равномерно слабой струей воздуха и полимеризуют светом 20–40 с. В некоторых материалах система праймер-адгезив наносится двукратно с полимеризацией галогеновой лампой на каждом этапе.

Применение однокомпонентной адгезивной системы исключает этап протравливания. Все остальные этапы выполняются как описано выше.

Представители адгезивных систем

Представителями адгезивных систем являются следующие:

1. *Трехкомпонентные АС:* **OptiBond** (Kerr), **Syntac** (Vivadent), **Scotchbond MP Plus** (3M), **Solid Bond** (Heraeus Kulzer), **Prime and Bond 2,0** (Dentsply).

2. *Двухкомпонентные АС:* **Gluma one bond** (Kulzer), **Solobond Mono** (VOCO), **OptiBond Solo** (Kerr), **One Step** (Bisco), **Prime and Bond NT** (Dentsply).

3. *Однокомпонентные АС:* **Futura Bond** (VOCO), **Prompt L-Pop** (3M ESPE), **NRC** (Dentsply), адгезивная система «Мигробонд» (Республика Беларусь).



Рис. 8. Представители адгезивных систем

ИЗОЛИРУЮЩИЕ ЛАКИ

Лаками в восстановительной стоматологии называют смолы, растворимые в органическом растворителе. После нанесения лака растворитель улетучивается и снова образуется смола.

В состав лаков входят: оксид цинка (наполнитель), ацетон или хлороформ (растворитель), канифоль, эпоксидные смолы или полиуретан.

Лаки обладают высокой химической стойкостью, обеспечивают защиту от внешних воздействий, предупреждают проникновение продуктов коррозии амальгамы в эмаль и дентин. Изолирующие лаки, как показали исследования, не гарантируют надежной изоляции дентина от бактериальной инвазии. При наличии небольших размеров полости дентин в качестве базового слоя покрывают специальными лаками. В качестве прокладки можно использовать и специальные лаки:

1. *Tempoline* — изолирующий лак, используется как эффективный прокладочный материал для всех типов пломбировочных средств, а также в качестве покрытия препарированных под коронки зубов. Содержат NaF и CaF₂. Усиление защитного и изолирующего эффекта обусловлено частицами тефлона. Обеспечивает хорошую защиту пульпы и дентина от химических, бактериологических, термических и электролитических влияний.

2. *Silcot* — лак на основе копаловой смолы. Этот лак служит для защиты покрытия дентина и эмали, обеспечивает надежную изоляцию зубных тканей, даже повреждаемых вследствие каких-либо патологических ятрогенных причин. Используется как изолирующая прокладка на дно полости.

3. *Amalgama Liner, Cavalite*, содержащие серебро и связывающие атомы ртути с образованием химического соединения с амальгамой. Необходимо наносить 2–3 слоя лака под пломбу из амальгамы.

Методика применения

Отпрепарированную кариозную полость изолируют, высушивают. Изолирующий лак вносят в полость кисточкой или аппликатором, равномерно распределяют по стенкам и дну, высушивают слабой струей воздуха. Лак наносят в 2–3 слоя. Каждый последующий слой вносят после полного высыхания предыдущего.

Представители изолирующих лаков

Представителями изолирующих лаков являются следующие: **Amalgam Liner, Termoline (VOCO), Cavalite (Kerr), Dentin-protector (Vivadent), Evi-crol-Varnish (Spofa Dental), Silcot (Septodont)** (рис. 9).



Рис. 9. Представители изолирующих лаков

САМОКОНТРОЛЬ УСВОЕНИЯ ТЕМЫ

1. Требования к прокладочным материалам:

- а) защита пульпы;
- б) покрытие дентина;
- в) лучшая фиксация композиционных материалов.

2. Назначение прокладочных материалов:

- а) лечебное;
- б) изолирующее;
- в) комбинированное.

3. По механизму отверждения прокладочные материалы бывают:

- а) химического;
- б) фотоотверждаемые;
- в) двойного отверждения;
- г) физического.

4. Прокладочные материалы по механизму соединения с дентином:

- а) механического;
- б) химического;
- в) химико-механического;
- г) химико-физического.

5. Действие лечебных прокладок:

- а) антибактериальное;
- б) одонтопластическое;
- в) противовоспалительное;
- г) обезболивающее.

6. В состав лечебных прокладок входят:

- а) гидроокись кальция;
- б) гидроокись калия;
- в) оксид цинка.

7. Лечебная прокладка накладывается:

- а) на все дно полости;
- б) на дно кариозной полости точечно;
- в) до уровня эмалево-дентинной границы.

8. По форме выпуска лечебные прокладки бывают:

- а) в виде лайнера;
- б) мастики;
- в) цемента;
- г) пасты;
- д) порошка и жидкости.

9. Лечебные прокладки бывают на основе:

- а) гидроокиси кальция;
- б) цинкоксидэвгенола;
- в) полиакриловой кислоты;
- г) эпоксидной смолы.

10. Назначение изолирующих прокладок:

- а) лечебное;
- б) защитное;
- в) улучшение фиксации постоянной пломбы;
- г) противокариозное.

11. К изолирующим прокладкам относятся:

- а) цинкфосфатные цементы;
- б) поликарбоксилатные;
- в) СИЦ;
- г) фенолятные.

12. Изолирующая прокладка накладывается:

- а) на дно кариозной полости;
- б) точечно;
- в) до уровня эмалево-дентинной границы.

13. Толщина изолирующей прокладки должна быть:

- а) до 1 мм;
- б) 2 мм;
- в) 0,5 мм.

14. Оптимальный объем заполнения кариозной полости:

- а) $\frac{1}{2}$ объема;
- б) $\frac{1}{3}$ объема;
- в) $\frac{1}{5}$ объема.

15. Объемное соотношение порошка и жидкости для изолирующих прокладок:

- а) 1:1;
- б) 2:1;
- в) 3:1.

16. СИЦ по назначению бывают:

- а) подкладочные;
- б) для постоянных пломб;
- в) для фиксации ортопедических конструкций;
- г) для пломбирования каналов.

17. По способу отверждения СИЦ бывают:

- а) химического;
- б) светоотверждаемые;
- в) двойного отверждения.

18. Укажите достоинства СИЦ:

- а) выделение фторидов;
- б) высокая прочность;
- в) высокая адгезия;
- г) химическая связь с твердыми тканями зуба.

19. Какой % усадки у фотоотверждаемых СИЦ:

- а) 7 %;

- б) 5 %;
 - в) 10 %?
- 20. Какой рН лечебных прокладок:**
- а) 7,8;
 - б) 12,4;
 - в) 8,2?
- 21. Назначение адгезивных систем:**
- а) защитное действие;
 - б) для улучшения фиксации композиционных материалов;
 - в) одонтопластическое;
 - г) противокариозное.
- 22. Адгезивная система состоит из:**
- а) протравочного геля;
 - б) бонда;
 - в) праймера.
- 23. Адгезивные системы по механизму сцепления с твердыми тканями зуба бывают:**
- а) химического;
 - б) физического;
 - в) механического;
 - г) химико-механического.
- 24. Назначение праймера:**
- а) удаление смазанного слоя;
 - б) запечатывание дентинных канальцев;
 - в) для фиксации пломбы.
- 25. Праймер — вещество:**
- а) гидрофобное;
 - б) гидрофильное;
 - в) парафобное.
- 26. Какие механические соединения входят в состав праймера:**
- а) ацетон;
 - б) спирт;
 - в) фенол;
 - г) эфир?
- 27. Адгезивные системы бывают:**
- а) однокомпонентные;
 - б) двухкомпонентные;
 - в) трехкомпонентные;
 - г) четырехкомпонентные.
- 28. Какой должна быть поверхность дентина при нанесении праймера:**
- а) сухой;
 - б) слегка увлажненной;
 - в) пересушенной?
- 29. В состав изолирующих лаков входит:**

- а) оксид Zn;
- б) ацетон;
- в) эпоксидная смола;
- г) ортофосфатная кислота.

30. Укажите время световой полимеризации праймера:

- а) 20–40 с;
- б) 10–20 с;
- в) 20–60 с.

31. Укажите цементы, которые можно использовать в качестве изолирующей прокладки под композиционные материалы:

- а) Zn-фосфатные;
- б) поликарбонатные;
- в) фенолятные;
- г) СИЦ.

32. Часть рабочего времени, необходимого для приготовления изолирующей прокладки, называется:

- а) время смешивания;
- б) рабочее время;
- в) время связывания.

33. Рабочее время включает время смешивания изолирующей прокладки:

- а) да;
- б) нет.

34. Какой период времени наиболее длительный при получении изолирующей прокладки:

- а) рабочее время;
- б) время связывания;
- в) время смешивания?

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Борисенко, А. В.* Композиционные пломбировочные и облицовочные материалы в стоматологии / А. В. Борисенко, В. П. Неспрядько. Киев : Книга плюс, 2001. С. 22–38.
2. *Туати, Б.* Эстетическая стоматология и керамические реставрации / Б. Туати, П. Миар, Д. Нэтэнсон ; пер. с англ. Москва : Высшее Образование и Наука, 2004. 448 с.
3. *Костромская, Н. Н.* Лечебные и изолирующие прокладки в стоматологии / Н. Н. Костромская, О. Н. Глотова. Москва : Медицинская книга; Нижний Новгород : НГМА, 2001. С. 78.
4. *Луцкая, И. К.* Фотоотверждаемые материалы в восстановительной стоматологии / И. К. Луцкая, И. Л. Чухрай, Е. И. Марченко // Современная стоматология. 2001. № 4. С. 3–10.
5. *Хельвиг, Э.* Терапевтическая стоматология / Э. Хельвиг, Й. Климец, Т. Аттин ; под ред. проф. А. М. Политун, Н. И. Смоляр ; пер. с нем. Львов : ГалДент, 1999. С. 166–170.
6. *Луцкая, И. К.* Винирные покрытия в эстетической стоматологии / И. К. Луцкая // Современная стоматология. 2001. № 2. С. 7–16.
7. *Опыт работы с фотополимерами в терапевтической стоматологии / И. К. Луцкая [и др.]* // Современная стоматология. 1998. № 4.
8. *Луцкая, И. К.* Современные пломбировочные материалы и методы работы в восстановительной стоматологии / И. К. Луцкая. Ростов-на-Дону : Феникс, 2008. 236 с.
9. *Луцкая, И. К.* Диагностика и лечение пульпита и периодонтита / И. К. Луцкая. Минск : Вышэйшая школа, 2017. 239 с.
10. *Луцкая, И. К.* Показания к использованию временных пломб и прокладок в постоянных зубах / И. К. Луцкая, И. О. Белоиваненко // Стоматологический журнал. 2019. Т. 20. № 3. С. 216–222.
11. *Мартенс, Л.* Покрытие пульпы с помощью материала Biodentine / Л. Мартенс, Р. Каувелс // Dentaltimes. 2018. Вып. 33. С. 6–7.
12. *Современные адгезивные системы : учеб.-метод. пособие / С. Н. Храмченко [и др.]*. Минск : БГМУ, 2005. 38 с.
13. *Шмидседер, Дж.* Эстетическая стоматология / Дж. Шмидседер ; пер. с англ. ; под ред. Т. Ф. Виноградовой. Москва : МЕДпресс-инфор, 2004. 320 с.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	3
Общая характеристика прокладочных материалов.....	3
Лечебные прокладочные материалы.....	6
Лечебные прокладки, содержащие гидроокись кальция	6
Цинкоксидэвгеноловые цементы	9
Препараты на основе минерал триоксид агрегата.....	11
Изолирующие прокладочные материалы.....	13
Цементы	13
Цинк-фосфатные цементы	13
Поликарбоксилатные цементы.....	15
Стеклоиономерные цементы	16
Адгезивные системы.....	22
Изолирующие лаки	26
Самоконтроль усвоения темы.....	28
Список использованной литературы	32

Учебное издание

Чистякова Галина Геннадьевна
Петрук Алла Александровна
Сахар Галина Геннадьевна

**ПРОКЛАДОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ,
ПРИМЕНЯЕМЫЕ В СТОМАТОЛОГИИ**

Учебно-методическое пособие

Ответственная за выпуск Т. В. Крушинина
Корректор Н. С. Кудрявцева
Компьютерная вёрстка С. Г. Михейчик

Подписано в печать 03.10.23. Формат 60×84/16. Бумага писчая «Хероx office».
Ризография. Гарнитура «Times».
Усл. печ. л. 2,09. Уч.-изд. л. 1,7. Тираж 54 экз. Заказ 559.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования
«Белорусский государственный медицинский университет».
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий № 1/187 от 18.02.2014.
Ул. Ленинградская, 6, 220006, Минск.

