

# ПОЛИМЕРНЫЕ КОМПОЗИТЫ И МОДИФИЦИРОВАННЫЕ ПОЛИКИСЛОТАМИ ПОЛИМЕРНЫЕ КОМПОЗИТЫ

## ВВЕДЕНИЕ

Композиты, как и следует из этого названия, состоят из смеси двух или более материалов. Каждый из этих материалов вносит свой вклад в общие свойства композита и присутствует в виде отдельной фазы в его структуре (см. раздел 1.6.). Композиты, основу которых составляют полимеры, являются наиболее широко используемыми материалами в стоматологии, поскольку они применимы в различных клинических ситуациях, начиная от пломбировочного материала, цемента для фиксации, материалов для не прямых вкладок, для фиксации металлических облицовок на эндодонтических штифтах и для культевых вкладок. Относительно недавно к довольно большому списку стоматологических материалов на полимерной основе добавился еще один класс — модифицированные поликислотами полимерные композиты или для краткости — композиты. В данной главе мы рассмотрим композиты на полимерной основе, а затем ознакомим читателя с параметрами, по которым композиты отличаются от полимерных композитов.

## СОСТАВ И СТРУКТУРА

Композитные восстановительные материалы на полимерной основе (в сокращенной форме — композиты), которые используются в стоматологии, содержат три основных компонента, а именно:

- органическую полимерную матрицу;
- неорганический наполнитель;
- связывающий агент или аппрет.

Полимер образует матрицу композитного материала, соединяя в единую структуру отдельные частицы наполнителя, связанные с матрицей специальным веществом — аппретом (Рис. 2.2.1).

### Полимерная матрица

Полимер является химически активным компонентом композита. Первоначально это жидкий мономер, который превращается в жесткий полимер за счет реакции полимеризации радикального типа. Именно эта его способность превращаться из пластической массы в жесткий твердый материал позволяет применять композит для восстановления зубов.

Для пломбирования передних и жевательных групп зубов наиболее часто используется мономер Бис-ГМА, который получают при взаимодействии бисфенола-А и глицидилметакрилата. Этот мономер обычно называют по имени его открывателя мономером Боуэна (Bowen). Его молекулярная масса намного больше, чем молекулярная масса метилметакрилата, что позволяет снизить полимеризационную усадку (Рис. 2.2.2). Величина полимеризационной усадки у метилметакрилата по объему составляет 22%, а у Бис-ГМА - 7,5%. В ряде композитов вместо Бис-ГМА используют уретандиметакрилат (УДМА). Бис-ГМА и уретандиметакрилатный мономеры являются очень вязкими жидкостями из-за их высоких молекулярных масс. При добавлении даже небольшого количества наполнителя образуется слишком плотная паста композита, что не позволяет применить такой материал в клинике. Для преодоления этого недостатка в композицию добавляют мономеры с низкой вязкостью, называемые мономерами-разбавителями, такие как метилметакрилат (ММА), этиленгликольдиметакрилат (ЭДМА) и триэтиленгликольдиметакрилат (ТЭГДМА). Наиболее часто применяется последнее соединение. Химические структуры некоторых из этих мономеров представлены в Таблице 2.2.1.



Рис.2.2.1. Структура композитных восстановительных материалов



Рис.2.2.2. Полимеризационная усадка материалов на основе малых и больших мономеров

Для того, чтобы обеспечить необходимую продолжительность срока хранения композита, необходимо предотвратить его преждевременную полимеризацию. В качестве ингибитора, (замедлителя процесса полимеризации) используется гидрохинон, обычно в количестве 0,1% или меньше. Полимерная матрица содержит также системы активатор/инициатор для обеспечения процесса отверждения. Применение конкретных компонентов в этой системе зависит от типа предусмотренной для данного материала реакции отверждения, которая может происходить химическим путем или активацией отверждения видимым светом.

## Наполнитель

Для улучшения свойств композитов в их состав вводили разнообразные наполнители. В конце 50-х годов в качестве наполнителя использовали кварц, который был введен в композицию пломбирочного материала на основе метилметакрилата. Введение наполнителей дает пять основных преимуществ, а именно:

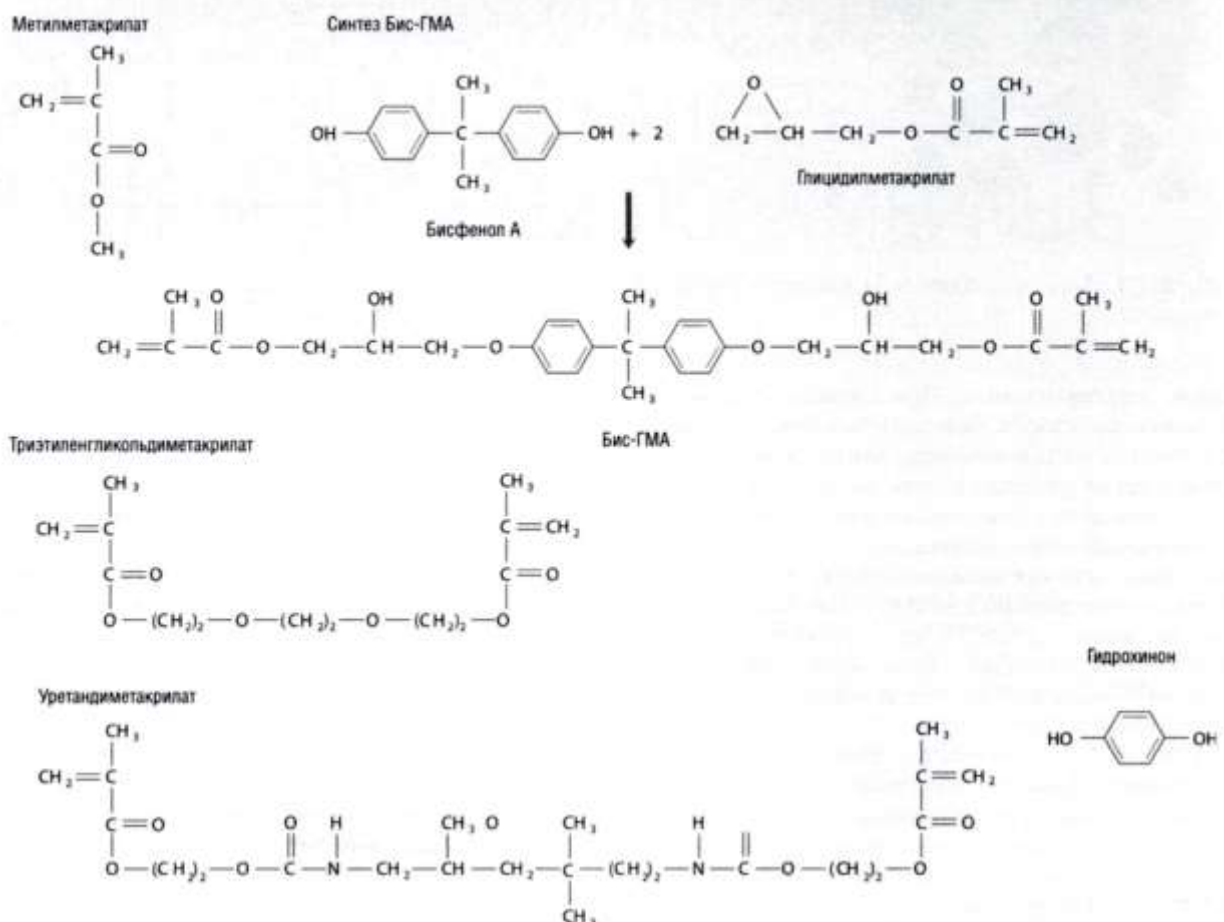
1. Полимеризация метилметакрилата приводит к большой полимеризационной усадке (21 об.%) даже при использовании полимер\_мономерной системы порошок\_жидкость (7 об.%). Введение большого количества стеклянных наполнителей значительно снижает усадку, так как количество используемого мономерного связующего уменьшается, а наполнитель не участвует в процессе полимеризации. Тем не менее, усадку невозможно устранить полностью, ее величина будет зависеть от природы используемого мономера и количества введенного наполнителя.
2. Метакрилатные полимеры имеют большой коэффициент теплового расширения (примерно  $80 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ). Этот коэффициент снижается при добавлении неорганического наполнителя, имеющего коэффициент расширения, примерно равный таковому для тканей зуба ( $8-10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ).
3. Наполнители могут улучшить такие механические свойства, как твердость и прочность на сжатие.
4. Использование таких тяжелых металлов, как барий и стронций, включенных в стекло, придает материалу рентгеноконтрастность.

5. Наполнитель представляет собой идеальное средство для достижения эстетических параметров — цвета, прозрачности и флуоресценции. Разработка технологии введения наполнителя является основным направлением совершенствования материалов, что и привело к созданию композитов сегодняшнего дня.

## Аппрет

Для того, чтобы композит имел приемлемые механические свойства, крайне важно, чтобы наполнитель и полимерная матрица были прочно связаны друг с другом. Если эта связь нарушается, развивающиеся при нагрузке напряжения не распределяются равномерно по всему объему материала; поверхность раздела фаз действует как первичный источник разрушения, приводя к разрушению всего композита.

Таблица 2.2.1 Химическая структура некоторых мономеров



Надежное соединение достигается введением в полимер связующего вещества. В качестве такого аппретирующего вещества применяют кремнийорганические соединения (силаны), одним из наиболее часто используемых в стеклонаполненных полимерных композитах является  $\gamma$ -метакрилоксипропилтриметоксилан или  $\gamma$ -МПТС для краткости, химическая структура которого показана на Рис. 2.2.3 (см. также раздел 1.10).

γ-метакрилоксипропилтриметоксилан



Рис. 2.2.3. Структура силанового аппрета до и после активации кислотой

Крайне важно, чтобы связь между полимером и частицами наполнителя была прочной и долговечной. Во\_первых, при отсутствии этой связи, напряжение не будет передаваться от полимера к стеклянному наполнителю и, вследствие этого, его большая часть будет приходиться непосредственно на полимерную матрицу. Это может приводить к излишней пластической деформации, износу и отколам пломб. Во\_вторых, недостаточно прочная связь между полимером и частицами стеклянного наполнителя может приводить к образованию трещин. А поскольку полимеры обладают невысокой трещиностойкостью, это делает композит в целом восприимчивым к усталостным разрушениям (Рис. 2.2.4).

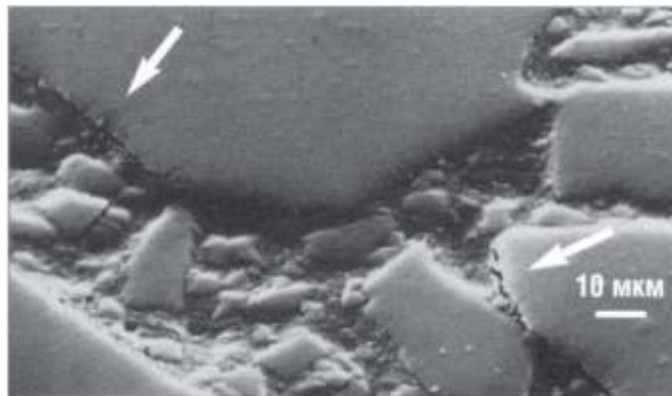


Рис. 2.2.4. СЭМ участка с недостаточной связью (показано стрелками) между полимерной матрицей и стекляннм наполнителем

Фундаментальная проблема заключается в том, что полимеры гидрофобны, а кварцевые стекла гидрофильны благодаря поверхностному слою гидроксильных групп, связанных со стеклом. Поэтому у полимера нет естественного сродства с поверхностью кремниевого стекла, необходимого для соединения с ним (Рис. 2.2.5).

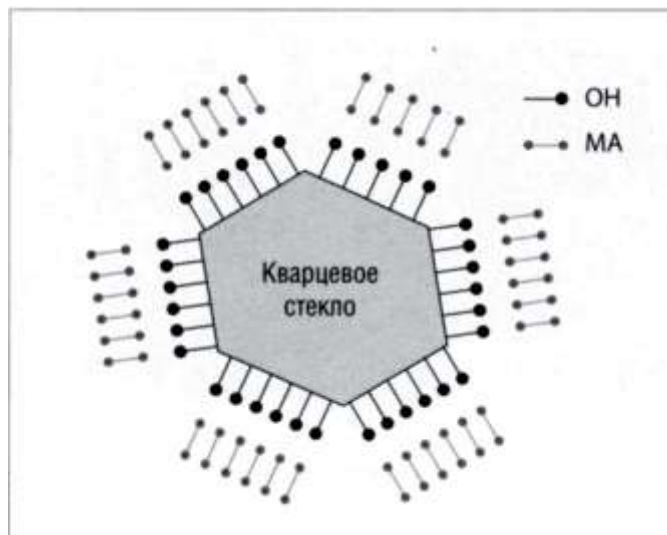


Рис.2.2.5. Схематическое представление молекул мономера (МА), отталкиваемых поверхностью стекла из-за присутствия на ней гидроксильных групп (ОН)

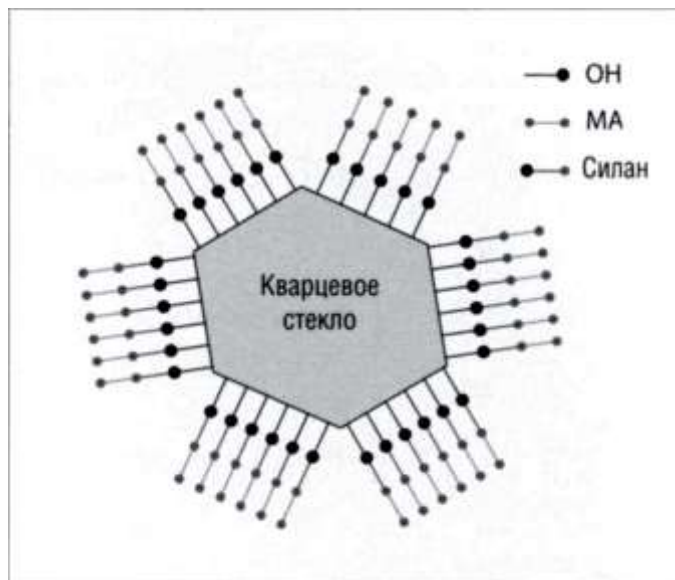
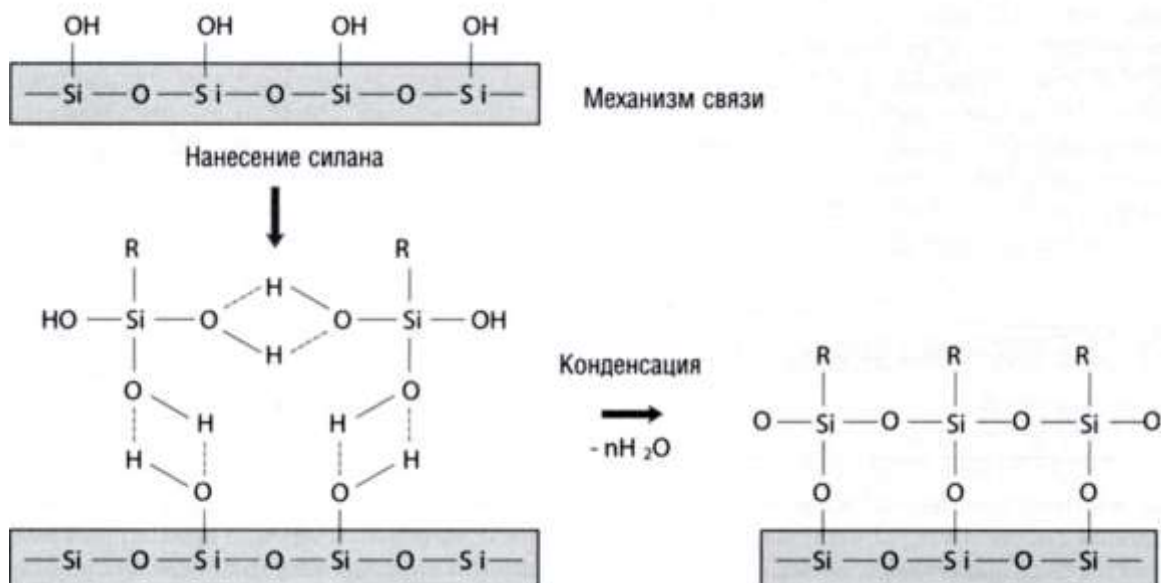


Рис.2.2.6. Схематическое представление силианового аппарата, обеспечивающего связь между метакрилатным полимером и гидроксильрованной поверхностью стекла



### *Рис.2.2.7. Нанесение и конденсация силана на поверхности кварцевого стекла*

Решить эту проблему можно путем применения подходящего связывающего реагента. В качестве такого реагента был выбран кремнийорганический аппрет, потому что у него имеются концевые гидроксильные группы, которые притягиваются гидроксильными группами поверхности стекла. На другом конце молекулы аппрета присутствует метакрилатная группа, которая способна соединиться с мономерами связующего за счет раскрытия углеродной двойной связи (Рис. 2.2.6). Реакция конденсации на границе между стеклом и кремнийорганическим аппретом обеспечивает ковалентную связь силана с поверхностью стекла (Рис. 2.2.7). Улучшение качества связи между полимером и стеклянным наполнителем обеспечило успешную разработку устойчивых к износу композитных пломбирочных материалов, которые теперь можно применять как для передних, так и для жевательных групп зубов.

## **НАПРАВЛЕНИЯ РАЗРАБОТКИ КОМПОЗИТОВ**

Беглое рассмотрение изменений в композитах в течение последних двадцати лет указывает на два важных направления в их разработке, а именно:

- новые полимерные технологии;
- новые технологии в применении наполнителей.

## **Новые полимерные технологии**

### *Способы полимеризации*

Процесс, с помощью которого паста композита превращается в твердый материал, является процессом полимеризации мономерной матрицы полимера.

В ранних поколениях композитов этот процесс был обеспечен выпуском материала в виде двух паст, смешивание которых давало необходимые для полимеризации ингредиенты. В одной пасте должен был содержаться активатор, такой как третичный амин, а в другой — инициатор, обычно пероксид бензоила (см. раздел 1.6, в котором подробнее представлена эта система отверждения).

В начале 70-х годов появились композиты, активируемые ультрафиолетовым (УФ) светом. В этих материалах УФ свет использовался для создания свободных радикалов, необходимых для запуска процесса полимеризации. Энергии УФ света было достаточно для разрушения центральной связи метилового эфира бензоина и создания двух первичных радикалов. Таким образом, достаточно было иметь только одну пасту, которая не отверждается до тех пор, пока ее не подвергнут действию УФ света. Однако было выявлено несколько серьезных недостатков при использовании отверждаемых УФ светом систем. УФ свет мог вызывать ожоги мягких тканей и вреден для зрения. Поэтому нужна была защита, и требовалось осторожное обращение при работе с аппаратами для УФ отверждения. Источником УФ света является дорогая ртутная разрядная лампа, при ее старении выход световой энергии постепенно снижается, а глубина отверждения ограничена из-за высокой степени поглощения света при прохождении через композит.

Тем не менее, идея иметь лишь одну пасту, которая может отверждаться, когда это необходимо, была хорошо воспринята стоматологами и открыла путь для внедрения композитов, активируемых видимым светом (ВСА), в которых источником свободных радикалов стал камфороксинон. Энергия возбуждения у него ниже, чем у метилового эфира бензоина, поэтому свет в голубой части спектра с длиной волны - 460-480нм оказался очень эффективен. Применение такого света для отверждения имеет преимущество в использовании более дешевого источника света с кварцевой галогеновой лампой, которая оказывает не такое вредное воздействие как УФ облучение. Видимый свет лучше проникает через композит, обеспечивая большую глубину отверждения. В аппаратах используют специальные фильтры для отсекаания УФ и инфракрасного участков спектра света на выходе, что позволяет избежать ожога мягких тканей и избыточного подъема температуры на облучаемой поверхности.

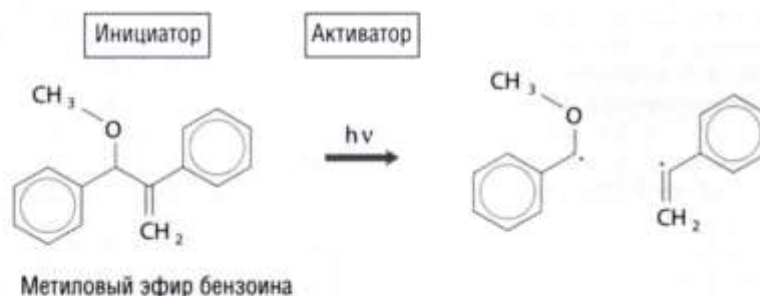
Методы отверждения суммированы в Таблице 2.2.2.

Таблица 2.2.2 Методы полимеризации

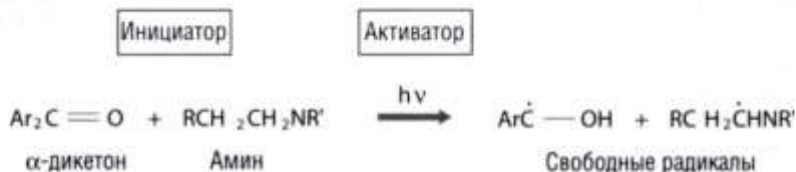
Химическая активация



Активация ультрафиолетовым светом



Активация видимым светом



**Безопасность**

Беспокойства по поводу недостаточной безопасности использования высокоинтенсивного ультрафиолетового света удалось избежать при внедрении новых ВСА систем. Использование термина «видимый свет» вселяет чувство безопасности, так как это тот самый свет, воздействию которого мы подвергаемся постоянно. Тем не менее, рекомендуется избегать прямого воздействия света от аппаратов светового отверждения, которые излучают видимый свет весьма высокой интенсивности, так как голубой участок его спектра может вызвать повреждение глаз. Высокоинтенсивный свет сам по себе может оказать вредное действие на сетчатую оболочку глаза, имеется также потенциальная опасность повредить сетчатку из-за «вредного воздействия синего света». Однако на сегодня еще мало известно об этом свете и о том, насколько серьезной эта проблема может стать в будущем. Самое лучшее — это защищать глаза, что позволяет легко устранить возможное вредное воздействие отверждающего света.

**Цветовое восприятие**

Существует еще одна трудность, о которой должны быть осведомлены врачи-стоматологи, это то, к чему может привести продолжительное воздействие высокоинтенсивного света. Экспозиция света может нарушить цветовое восприятие врача, а это означает, что выбор композита подходящего оттенка может стать настоящей проблемой, особенно, при постановке

множественных пломб или изготовлении виниров прямым методом послойного нанесения композита.

### **Ингибирование отверждения кислородом**

Полимер не отверждается при взаимодействии с воздухом, а его поверхность остается липкой. Это имеет свои преимущества при выполнении так называемой послойной техники нанесения, обеспечивающей хорошую связь слоев композита. Однако проблема остается после нанесения последнего слоя. Если можно применить полоски матрицы, то этого обычно достаточно для исключения доступа кислорода, и полимер будет полностью отвержден во всем объеме, включая и поверхностный слой. Для большинства полимерных композиций этот ингибированный кислородом воздуха поверхностный слой очень тонок, его глубина составляет не более нескольких микрон. Его легко стереть ватным тампоном, например, так делают при нанесении фиссурного герметика. Но есть такие полимерные композиции, в которых ингибирование кислородом процесса отверждения проявляется в более значительной степени, в этом случае потребуется специальный гель для того, чтобы предотвратить контакт отверждаемой полимерной поверхности с кислородом воздуха.

### **Ограниченная глубина отверждения**

Еще одна причина, по которой ВСА композиты вытеснили УФ системы, состоит в том, что достигаемая при облучении УФ светом глубина отверждения значительно меньше, чем это получается с видимым светом.

При использовании УФ систем имеется опасность неполного отверждения пломбировочного материала в глубоких полостях, что является их серьезным недостатком особенно при пломбировании жевательных зубов. Для отверждаемых УФ светом композитов максимальная глубина отверждения немногим более 2,0 мм, в то время как для ВСА композитов возможна глубина отверждения до 3-4 мм с хорошим источником света и при соблюдении правил работы с материалом.

Тем не менее, глубина отверждения при использовании обеих систем ограничена, и поэтому всегда существует опасность, что более глубокие слои пломбы не будут полностью отверждены. Это особенно проблематично при пломбировании композитами проксимальных полостей жевательных зубов (Рис.2.2.8).



*Рис. 2.2.8. Недостаточная полимеризация светоотверждаемого композитного материала у основания проксимальной ящикообразной полости*

Клинически пломбы выглядят эстетично, однако основание композитной пломбы может отверждаться не полностью, особенно, при использовании металлической матрицы. Для достижения оптимальных механических свойств требуется высокая степень конверсии двойной связи C=C в полимерной матрице, а это связано как со временем отверждения, так и с мощностью источника света для активации процесса полимеризации. Любая степень незавершенности процесса отверждения явится причиной непрочного основания пломбы, и это может привести к



отколам пломбы. Именно из-за недостаточной опоры в пришеечной области, вызываемой растворением неотвержденного материала, развивается вторичный кариес.

Существует ряд позиций, на которые необходимо обратить особое внимание. Источник света, используемый для ВСА композитов, более точно определяется как источник голубого света, а не видимого света с исключительно высокой интенсивностью. Для качественного источника видимого света выходное излучение должно иметь соответствующий спектр, представленный на Рис.2.2.9.

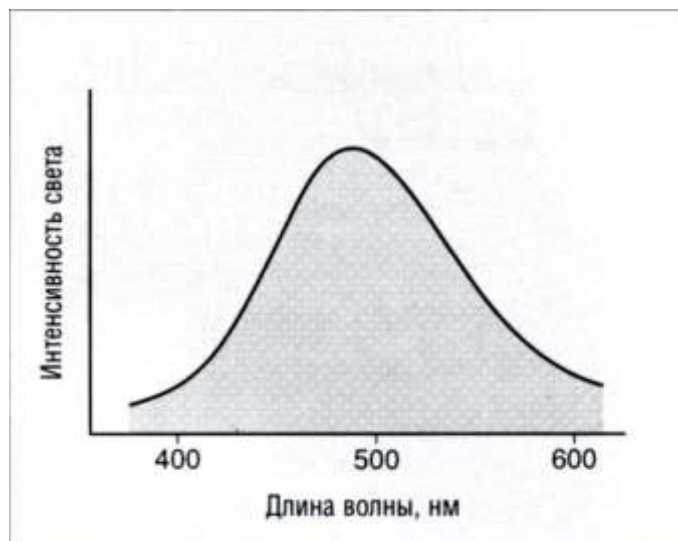


Рис. 2.2.9. Спектр света, излучаемый аппаратом для отверждения видимым светом

Для всех композитов, отверждаемых светом, превращение пасты в твердый материал базируется на способности света проникать в толщу материала и инициировать отверждение во всем объеме пломбы. Степень, до которой свет может проникать в композит, ограничена, поэтому и глубина, на которую происходит отверждение материала, имеет свои пределы. Целый ряд факторов влияет на глубину отверждения, а именно:

- Тип композита. Свет направлен и падает на композит — он отражается, рассеивается и поглощается (Рис.2.2.10), и эти процессы ограничивают глубину проникновения света. Это очень важно для темных оттенков композита, поэтому особое внимание необходимо уделять глубине отверждения композита, используя методику внесения материала порциями и удлинения времени облучения светом.



Рис.2.2.10. Отражение, рассеивание и поглощение света при облучении им композита

- Качество источника света. Отверждение полимера в ВСА композитах наиболее эффективно инициируется светом с длиной волны в диапазоне 450-500 нм. Источник света должен быть сконструирован так, чтобы на выходе излучать максимум световой мощности в диапазоне около 460-480 нм, т.е. там, где находится максимум поглощения камфорахинона (Рис.2.2.9).

Поэтому недостаточно иметь высокую мощность на выходе светового потока, он должен иметь эту мощность в нужном диапазоне длин волн. Может также происходить и ухудшение работы самого источника, поэтому важно, чтобы параметры выходящего света, характеризующие качество его работы, проверялись регулярно. Сейчас для этой цели предложен ряд недорогих измерителей светового потока.

- **Используемый метод.** Наконечник световода должен располагаться как можно ближе к поверхности пломбы, поскольку эффективность отверждения резко падает при отведении его от поверхности. На самом деле интенсивность света на единицу площади поверхности падает обратно пропорционально квадрату расстояния от источника света до этой поверхности, как это показано на Рис.2.2.11. Нужно тщательно избегать загрязнения конца световода композитом, так как это снизит эффективность отверждения при последующем использовании аппарата. Следует также строго придерживаться инструкции производителя по времени светового отверждения, ни в коем случае не сокращая его, так как при этом, материал может остаться недоотвержденным. Размер световода может оказаться недостаточных размеров для больших пломб, чтобы сразу охватить поверхность всей пломбы, и может появиться соблазн веерным способом обработать поверхность. Этого не следует делать, так как невозможно определить, как долго освещалась каждая конкретная зона поверхности. Если обработка веерным способом все же проведена, необходимо продолжить световое облучение пломбы, чтобы появилась уверенность, что световые пятна от аппарата для отверждения надежно перекрывают друг друга.

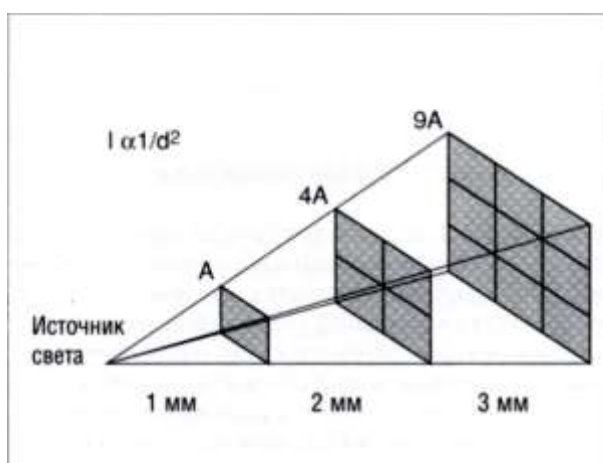


Рис. 2.2.11. Зависимость интенсивности ( $I$ ) света от расстояния ( $d$ ) от источника света до поверхности

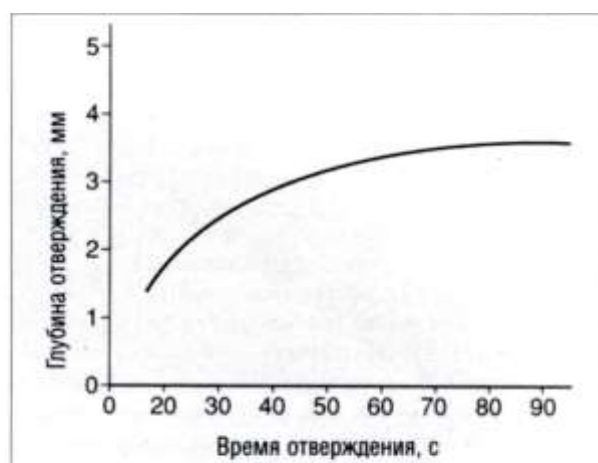


Рис. 2.2.12. Глубина отверждения как функция времени отверждения

Ряд производителей рекомендует проводить световое отверждение за очень короткое время, например, в течение 20 с, так как в конечном итоге можно получить экономию времени для окончательного отверждения материала. Этого времени может быть достаточно там, где присутствует очень тонкий слой композита, но при пломбировании полостей больших размеров этого времени будет явно недостаточно. Время облучения светом для полноценной полимеризации должно составлять, по крайней мере, 40-60 с.

В ситуациях, когда нет хорошего доступа, например, к дистальным поверхностям при МОД пломбах из композитов для жевательных зубов, необходимо применять вспомогательные приспособления для улучшения отверждения — такие как светопроводящие клинья и прозрачные матрицы. Слишком продолжительное время освещения не приводит, однако, к увеличению глубины отверждения. Толщина слоя отверждения для определенного вида композита в сочетании с конкретным источником света достигает своего максимума, который невозможно превысить (Рис. 2.2.12). Таким образом, увеличение времени экспозиции более 60 с не повышает эффективность отверждения.

Интерпретация литературных данных о глубине отверждения, весьма затруднительна. Тем более, что еще не существует универсального метода определения глубины отверждения. В этой связи получаемые данные разными авторами зависят от методики ее определения и,

следовательно, сравнение данных литературных источников практически невозможно. Общее правило, которого следует придерживаться заключается в том, что отверждаемый слой не должен превышать 2 мм толщины, время световой экспозиции должно быть не менее 40 с. Если полость, глубже 2 мм, рекомендуется послойное внесение в нее пломбировочного материала и, соответственно, техника отверждения должна быть послойной.

#### **Аппараты для светового отверждения**

Кроме описанного выше аппарата для светового отверждения с кварцевой галогеновой лампой, на рынке имеется целый ряд аппаратов с другими лампами. К ним относятся аппараты со светодиодом, излучающим голубой свет (голубой LED), аргоновые лазерные и плазменные (ксеноновые) дуговые лампы.

Аппарат LED со светодиодом голубого света имеет одно преимущество, заключающееся в том, что он излучает только очень узкий участок спектра в диапазоне длин волн 460-480 нм. Поэтому энергетически он высоко эффективен и может работать от небольшого перезаряжаемого аккумулятора, что делает его очень мобильным. Однако эта ширина световой полосы может оказаться слишком узкой для некоторых композитов, которые отверждаются видимым светом, но в состав которых входит не камфарохинон, а другое вещество, для которого оптимальные условия отверждения требуют длины волны света, выходящей за рамки этой полосы спектра. Если это так, то композит не будет отвержден или, что еще хуже, будет отвержден только частично, создавая впечатление совершенно твердого материала.

Аргоновый лазер имеет то преимущество, что он излучает очень высоко интенсивный свет, который может быть применен для инициирования полимеризации. Аргоновый лазер дает большую глубину и степень отверждения за более короткий промежуток времени, чем аппараты для отверждения с галогеновой лампой. На первый взгляд это может показаться привлекательным, поскольку появляется возможность существенно сократить время светового отверждения путем снижения экспозиции и числа слоев пломбы. Однако быстрое отверждение может ухудшить целостность системы — полимер-зуб, поскольку при таком процессе полимеризации не происходит релаксации полимеризационных внутренних напряжений. Возможно, использование импульсного режима, а не режима постоянного излучения лазера, сможет улучшить ситуацию. Один серьезный недостаток всех этих аппаратов состоит в их стоимости, которая на порядок превышает цену обычного кварцево-галогенового и светодиодного аппаратов.

Плазменные дуговые аппараты для светового отверждения могут давать приблизительно такую же высокую интенсивность света, как аргоновый лазер, но при меньшей стоимости. Тем не менее, как и с арговым лазером быстрое превращение композиции в полимер может вызвать высокие усадочные напряжения, а узкая полоса, а излучаемого спектра может означать, что некоторые композиты вообще не смогут отверждаться.

#### **Полимеризационная усадка**

Как уже было отмечено ранее, давно признанным и серьезным недостатком композитов является полимеризационная усадка. По сути, целая область адгезионной техники восстановления зубов возникла из-за этого недостатка композитов, поскольку практически все существующие для восстановительной стоматологии композиты имеют усадку, которая приводит к образованию краевой щели (Рис.2.2.13). Композиты сами по себе не обладают механизмами, противодействующими возникновению кариеса, в противоположность стеклоиономерным цементам и амальгамам. Поэтому щель, однажды сформировавшись, обуславливает появление микропроницаемости, что может быстро привести к развитию вторичного кариеса.

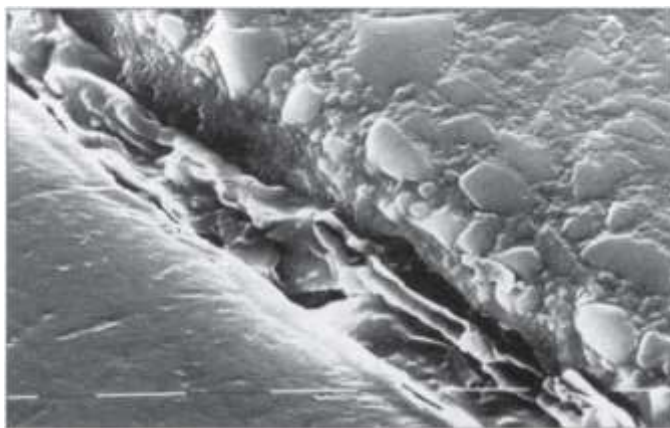


Рис.2.2.13. СЭМ краевой щели, образовавшейся из-за полимеризационной усадки композита.

Следует отметить, что при разработке аппаратов для светового отверждения основное внимание было сфокусировано на максимально возможном увеличении степени конверсии мономера, что в свою очередь увеличивало величину полимеризационной усадки.

Полимеризационная усадка композита зависит от типа применяемых мономеров и их количества в исходной неотвержденной пасте композита. В большинстве стоматологических композитов используются полимеры с примерно сравнимыми величинами полимеризационной усадки. В целом, чем больше в составе стеклянного наполнителя, тем более низкая конечная усадка возникнет при отверждении. Однако стеклонаполненные композиты не всегда имеют более низкие значения усадки по сравнению с микронаполненными полимерами. В последних применяются предварительно полимеризованные наполненные микронаполнителем частицы, которые могут вести себя также, как стеклянные частицы обычного наполнителя.

В идеальном случае полимеризационная усадка композита должна быть как можно ниже, поскольку это улучшает краевое прилегание, снижает вероятность разрыва связи с тканями зуба и уменьшает риск развития вторичного кариеса. Обычные амальгамы почти устраняют эту проблему потому, что дают небольшое расширение при схватывании, а образующаяся в дальнейшем щель, в свою очередь, заполняется продуктами процесса коррозии. У амальгам с высоким содержанием меди усадка после отверждения имеет порядок 0,1 об.% по сравнению с 2-3 об.% у композита. Часто встречающиеся значения полимеризационной усадки приведены на Рис.2.2.14.

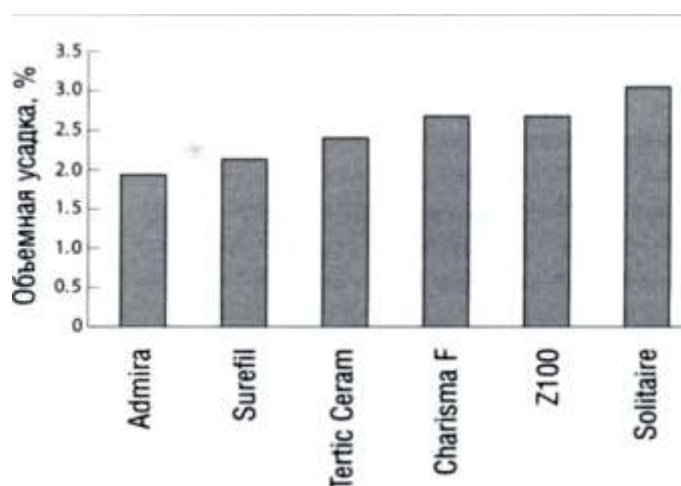


Рис.2.2.14. Сравнение объемной полимеризационной усадки ряда композитных пломбировочных материалов. Данные получены из технической литературы, предоставленной Voco GmbH, Cuxhaven, Германия

Однако к этим данным следует подходить осторожно, потому что трудно найти надежный метод количественной оценки полимеризационной усадки, на Рис.2.2.15. показано, как другой производитель по-иному интерпретирует усадку одних и тех же композитов. Тем не менее,

понятно, что современная технология полимеров понижает границу полимеризационной усадки до значений около 2,0 об.%.

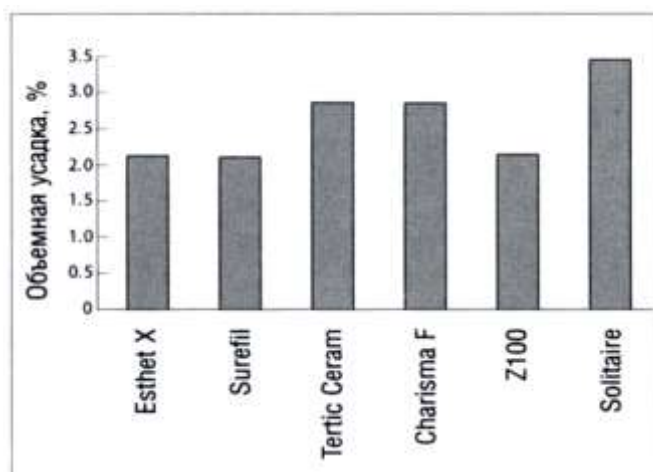


Рис. 2.2. 1 5. Сравнение объемной полимеризационной усадки ряда композитных пломбировочных материалов. Данные получены из технической литературы, предоставленной Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, Германия

Несмотря на большие достижения в области создания адгезивных стоматологических материалов (см. раздел 2.5.), полимеризационная усадка остается основным источником внутренних разломов пломб, приводящих к появлению видимых белых линий или невидимых трещин в эмали и пломбе у их краев. Последние становятся видимыми только при клиническом осмотре при использовании трансиллюминации и увеличении. Во время процесса схватывания усадочные напряжения развиваются из-за того, что материал удерживается в полости силой адгезии к ее стенкам. Эти напряжения могут оказаться достаточными для разрыва с вязи по границе раздела, и все преимущества адгезионной системы будут утрачены. В особенности это характерно для связи с дентином, которая менее прочна, чем та, которая достигается с протравленной эмалью, и как следствие, усадка имеет тенденцию к направлению в сторону поверхности раздела протравленная эмаль-адгезив в том случае, если связь с дентином разрушается (Рис. 2.2.16). Щель, которая образуется между пломбой и дентином, может стать причиной повышения послеоперативной чувствительности из-за гидродинамического эффекта. Если любой из краев находится в дентине, тогда разрыв связи приведет к краевой проницаемости. Это

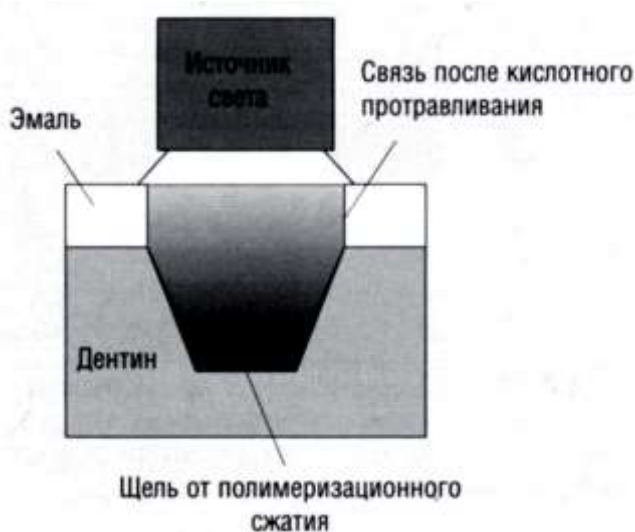


Рис. 2.2. 1 6. Образование щели вследствие полимеризационной усадки создаст особую проблему, если композитная пломба располагается ниже десневого уровня в проксимальных полостях.

## Клиническое значение

Рекомендация — применение композитов целесообразно только в том случае, если края пломб находятся в пределах эмали.

Для преодоления этих проблем предлагался ряд решений, которые включали использование химически отверждаемых композитов на дне ящикообразной полости, так как полагали, что усадка проходит в направлении к стенкам полости. Использование послойной техники внесения материала в комбинации с отверждением через зуб — является другим подходом, который, как полагают, будет способствовать полимеризационной усадке в направлении к стенкам полости, а не от них (Рис. 2.2.17).

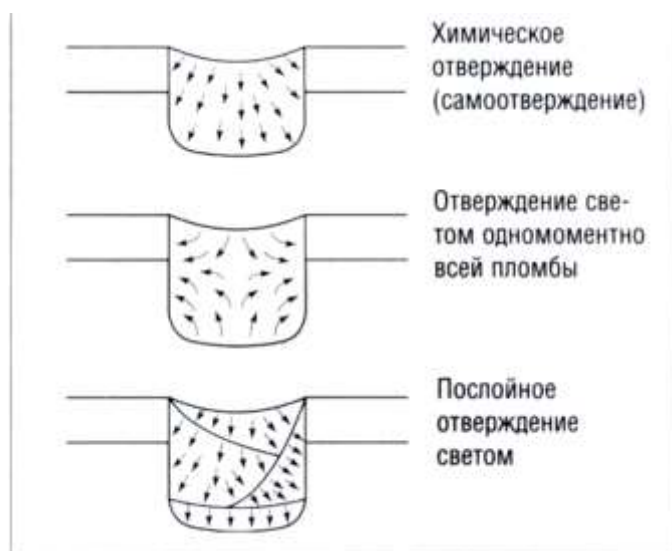


Рис. 2.2.17. Возможные варианты пломбирования проксимальной полости ящикообразной формы и минимизация влияния полимеризационной усадки. Направления напряжений, вызванных полимеризационной усадкой, указаны стрелками

Другой потенциальной проблемой является усадка, которая может вызвать сдвиг внутрь жевательных бугорков зуба таким образом, что в них создается большое напряжение. Предположительно этот эффект считался причиной повышенной чувствительности пульпы зуба после пломбирования композитом жевательных зубов. Этот эффект может еще усилиться, если во время внесения композитного материала в полость жевательных зубов применяли слишком натянутую полоску матрицы.

Очевидно, что устранение или, по крайней мере, значительное снижение полимеризационной усадки полимерной матрицы композита, явится существенным прогрессом. Предпринятые попытки для того, чтобы избежать или минимизировать последствия полимеризационной усадки, полного успеха еще не принесли. Пути возможного улучшения краевой целостности композитных реставраций включают:

- разработку более совершенных адгезивов для дентина и методик их применения для повышения стойкости адгезионного шва по отношению к полимеризационной усадке;
- использование низко модульного прокладочного материала, который будет работать как поглотитель напряжений;
- замедление скорости реакции применением аппаратов для светового отверждения с так называемым «мягким стартом».

Продолжаются разработки новых адгезивов для дентина, но по-видимому усовершенствования адгезивов имеют естественные ограничения, связанные с тем, что адгезионная сила связи сможет компенсировать напряжения на границе раздела до какого-то предела, и возможно этот предел уже достигнут в лучших вариантах современных адгезивов. Идея использовать подкладку основу с низким модулем упругости несет в себе отрицательный момент, состоящий в том, что напряжения, возникающие при окклюзионных нагрузках, могут

распределяться неравномерно, поскольку передача напряжений через поверхность раздела между зубом и пломбой затруднена, и функциональные нагрузки на пломбу могут вызывать высокие напряжения в любом месте структуры зуба. Третий подход основан на идее о том, что снижение скорости реакции даст больше времени для того, чтобы концентрации напряжений в композите, вызванные полимеризационной усадкой, смогли перераспределиться более равномерно за счет сохранения в течение более длительного времени текучести материала и возможности релаксации напряжений. Этот подход привел к разработке различных вариантов светоотверждающих аппаратов с «мягким стартом», в которых изменения мощности излучения отверждающего света от времени происходят по экспоненциальной, ступенчатой и колебательной (осциллирующей) зависимости (Рис. 2.2.18). Клиническая эффективность всех этих подходов пока остается предметом научных дискуссий, отраженных в публикациях.

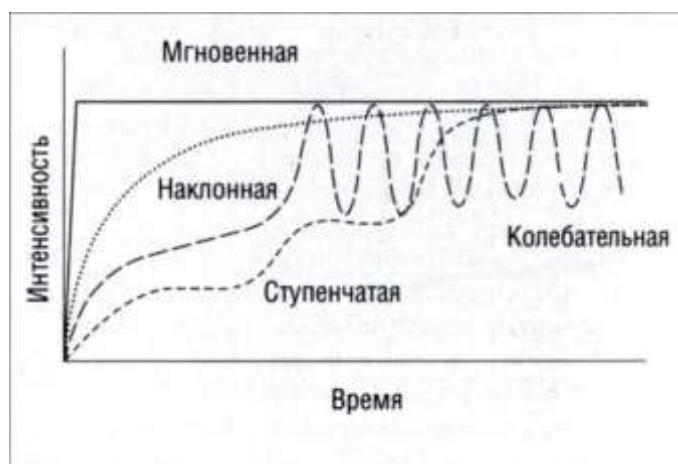


Рис. 2.2.18. Зависимости интенсивности светового потока от времени для аппаратов светового отверждения с «мягким стартом»

Поскольку введение стеклянного наполнителя как средства снижения полимеризационной усадки, вероятно, уже дошло до своего логического конца (см. ниже), решение должно быть найдено или в разработке новых полимеров, которые будут давать очень малую усадку, или не будут давать ее совсем по завершении полимеризации. Целый ряд различных полимерных систем сейчас исследуются, но ни одна из них не дала еще практических результатов. Они включают жидкокристаллические мономеры и олигомеры, с раскрывающимися кольцами, такие как оксираны, спиро-орто-эфиры, спиро-орто-карбонаты и силораны, рассмотрение и обсуждение которых выходит за пределы нашего учебника.

## Новые технологии в применении наполнителей

Недостатком ранних поколений композитов являлась шероховатость поверхности даже после окончательного полирования и низкая износостойкость. Оба эти недостатка прямо связаны с выбором наполнителя в составе композита. Факторы, которые представляют интерес при выборе наполнителя, являются следующие:

- состав;
- размер частиц.

### Состав

Наиболее часто применяемым наполнителем до последнего времени был кварц, но сегодня в большинстве композитов используют один из видов стеклянных наполнителей на основе оксида кремния, включая коллоидальный оксид кремния, а также литий-алюминий-силикатные стекла и силикатные стекла, содержащие барий или стронций.

Состав стекла имеет большое значение, так как от него в первую очередь зависит цвет композита. Показатель преломления стекла должен быть очень близок к показателю преломления полимера, чтобы избежать сильного рассеивания света, что в свою очередь может привести к плохой эстетике и малой глубине отверждения.

Включение бария или стронция обеспечивает рентгеноконтрастность композитов, а это помогает диагностике вторичного кариеса. Кварц является самым твердым материалом, используемым в качестве наполнителя, но композиты с ним не обладают рентгеноконтрастностью. Силикатные стекла значительно мягче, что улучшает в некоторой степени способность композита к полированию.

### **Средний размер частиц и их распределение**

Средний размер частиц и характер распределения частиц по размеру имеют большое значение, так как это определяет количество наполнителя, которое можно добавить к полимеру без потери необходимых рабочих характеристик или технологичности материала. Размер частиц также оказывает значительное влияние на качество полирования поверхности композитной пломбы. Хорошо известно, чем более мелкие по размеру частицы наполнителя введены в состав, тем более гладкой будет поверхность самого композита. (Соотношение твердости наполнителя и полимерной матрицы является еще одним фактором, который следует учитывать, когда оценивают качество полирования).

Самым первым наполнителем в композитах был кварц со средним размером частиц до 70 мкм. Переход на более мягкие стекла позволил снизить размер частиц наполнителя, а подбор подходящего сочетания их размеров сделал возможным существенное увеличение степени наполнения полимера. Высокое содержание наполнителя до 74 об.%, используется в композитах для жевательных зубов, а для передних зубов количество наполнителя в составе материала находится в диапазоне 55-60 об.%. Вполне очевидно, что высокое содержание наполнителя не оправдано для композитов, предназначенных для передних зубов, так как в этом случае придется пожертвовать эстетикой, что не столь важно для композитов, восстанавливающих жевательные зубы.

## **КЛАССИФИКАЦИЯ КОМПОЗИТОВ**

Стоматологические композиты можно разделить на четыре основных группы по природе и размеру частиц наполнителя.

### **Традиционные композиты**

Традиционные композиты содержат стеклянный наполнитель со средним размером частиц 10-20 мкм и максимальным размером 40 мкм. У этих композитов есть один недостаток, заключающийся в том, что состояние отполированной поверхности оказывается неудовлетворительным, она имеет тусклый вид из-за того, что частицы наполнителя выдаются над поверхностью, поскольку вокруг них полимер убывает при полировании и износе (Рис. 2.2.19).



*Рис.2.2.19. Частицы наполнителя выступают над поверхностью из-за преимущественного удаления полимерной матрицы*

### **Микронаполненные полимеры**



Первые микронаполненные полимеры были выпущены в конце 70-х годов. Он и содержали коллоидный оксид кремния со средним размером частиц 0,02 мкм с колебаниями размера от 0,01 до 0,05 мкм. Этот очень маленький размер частиц наполнителя означает, что композит может быть отполирован до очень гладкого состояния поверхности, и что очень большая площадь поверхности наполнителя контактирует с полимером. Эта большая площадь поверхности (по сравнению с обычно использовавшимся в композитах наполнителем) означает, что очень трудно получить высокое содержание наполнителя в композите, так как требуется большое количество полимера для смачивания суммарной поверхности частиц этого наполнителя. Если этот микронаполнитель добавить к полимеру в таком количестве, чтобы была сохранена приемлемая текучая консистенция, тогда максимальное его количество, которое удастся ввести, может быть порядка 20 об.% (Рис. 2.2.20).

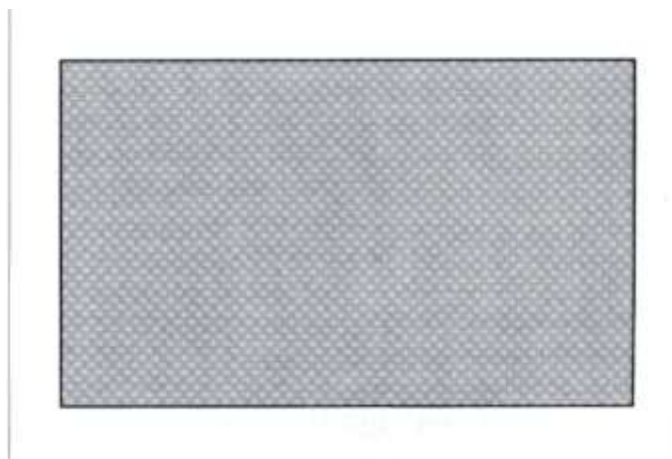


Рис.2.2.20. Гомогенная структура микронаполненного композита

Для обеспечения оптимального содержания наполнителя была разработана двухстадийная технология его введения. Вначале с помощью одной из доступных технологий готовится материал с очень высоким содержанием наполнителя. Этот материал затем полимеризуется и измельчается до размера частиц 10-40 мкм, который в последующем используется как наполнитель в полимерной матрице готового композита. Таким образом, в конечном итоге получают композит, содержащий частицы композитного наполнителя (Рис. 2.2.21). Хотя наполнение предполимеризованными частицами может быть такой же высокой степени, как и традиционных композитов с крупными частицами, суммарное содержание наполнителя остается значительно ниже (примерно 50 об.%).

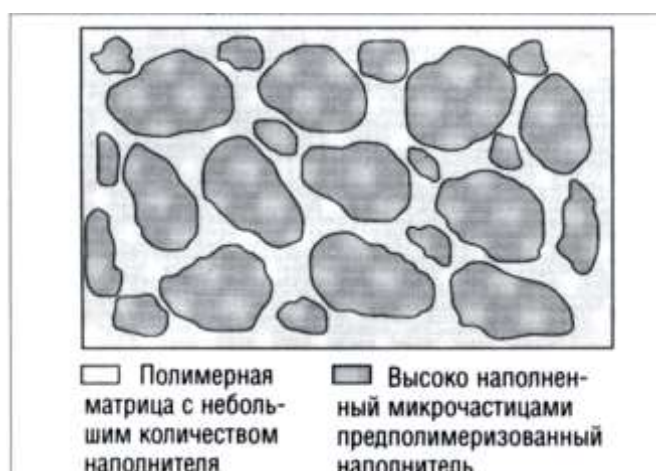


Рис. 2.2.21. Гетерогенная структура микронаполненного полимерного композита с использованием предполимеризованных частиц, которые добавлены к полимеру, содержащему небольшое количество коллоидного оксида кремния

## Гибридные или смешанные композиты

Гибридные композиты содержат крупные частицы наполнителя со средним размером 15-20 мкм, а также небольшое количество коллоидного оксида кремния с размером частиц 0,01-0,05 мкм (Рис.2.2.22). Следует отметить, что практически все композиты сегодня содержат небольшое количество коллоидного оксида кремния, но их свойства в очень значительной степени определяются основным наполнителем с более крупным размером частиц.



Рис. 2.2.22. Структура гибридного композита, состоящего из больших частиц наполнителя в полимерной матрице, содержащей коллоидный оксид кремния

## Гибридные композиты с малым размером частиц

Улучшенные методы позволили измельчать стекло до частиц размером, значительно меньшим, чем это было возможно ранее. Это привело к внедрению композитов со средним размером частиц наполнителя меньше 1 мкм и типичным распределением размеров в диапазоне 0,1-6,0 мкм, которые сочетают с микронаполнителем — коллоидным оксидом кремния (Рис.2.2.23). Меньшие размеры частиц наполнителя позволяют этим композитам лучше полироваться до гладкой блестящей поверхности, чем тем, которые содержат более крупные частицы. Полирование этих композитов дает хорошие результаты, блестящую отполированную поверхность, потому что любая неровность поверхности, возникшая из-за присутствия частиц наполнителя, будет меньше длины волны видимого света (0,38-0,78 мкм).

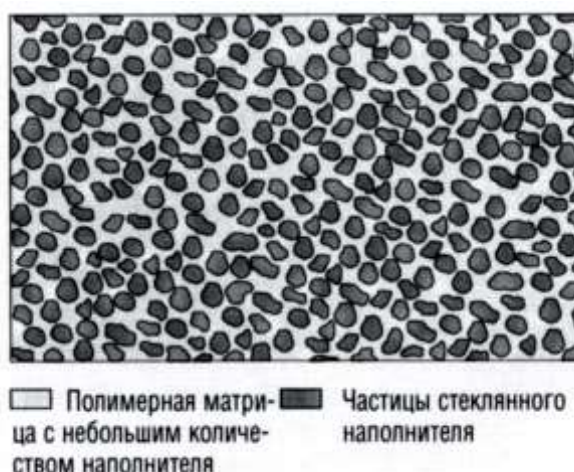


Рис.2.2.23. Композит с наполнителем из небольших по размеру частиц

Предложенная выше классификация по критерию распределения частиц по их размеру схематично представлена на Рис.2.2.24. Для того, чтобы увеличить количество наполнителя до максимального, существует возможность выбрать наполнители с двумя или более типами распределения размеров частиц, которые могут взаимно сочетаться. Наполнитель с меньшей

дисперсностью частиц заполнит пространства, оставшиеся между крупными частицами наполнителя (Рис.2.2.25). Это означает, что увеличивается плотность упаковки наполнителя в композитном восстановительном материале, при этом средний размер частиц наполнителя будет уменьшен. Если нет опасений, что эстетическое качество восстановления пострадает, то композиты можно применять для пломбирования как передних, так и жевательных зубов.

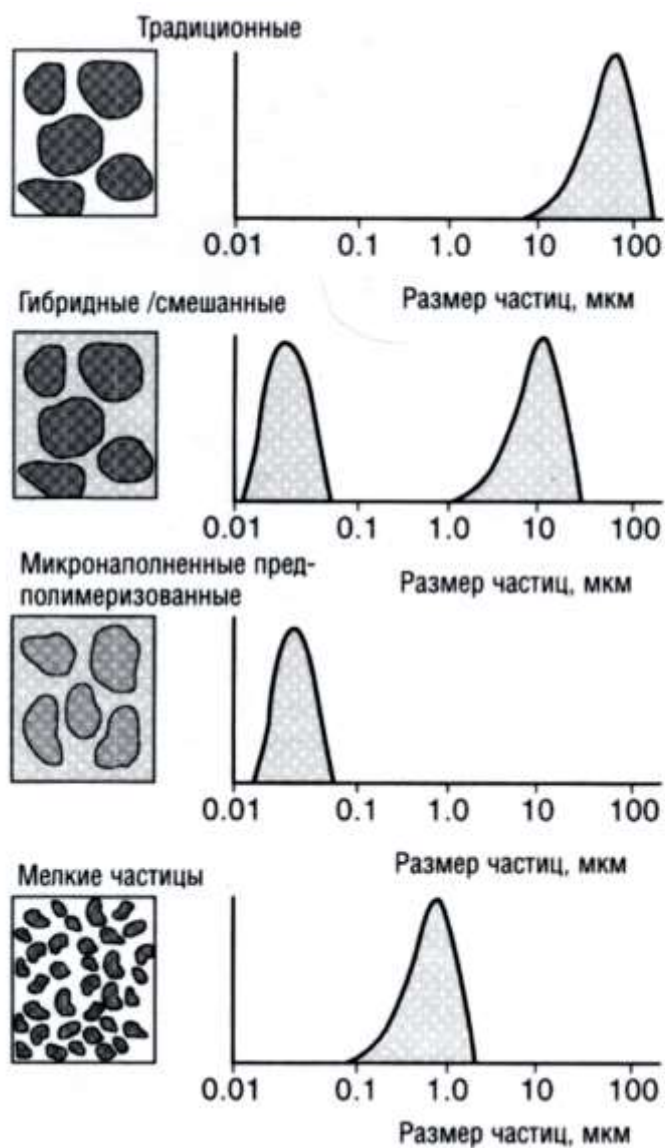


Рис. 2.2.24. Классификация композитов по типу наполнителя; на горизонтальной оси размер частиц в логарифмическом масштабе



Рис. 2.2.25. Бимодальное распределение частиц по размеру

## СВОЙСТВА

### Рабочие характеристики

Несмотря на внедрение отверждения видимым светом, внесение в кариозную полость композитных полимеров требует строгого соблюдения определенных правил. По существу, полимерные композиты самостоятельно не приклеиваются к эмали или дентину. Чтобы достичь этого требуется протравливание эмали фосфорной кислотой и нанесение на дентин специального адгезива. При послойном внесении материала и строгом соблюдении техники светового отверждения постановка композитной пломбы займет примерно в три раза больше времени, чем пломбирование амальгамой полости приблизительно такого же размера. При использовании композитных материалов требуется с особой точностью выполнять все этапы пломбирования, а пациенту соблюдать тщательную гигиену полости рта потому, что возникновение вторичного кариеса при таком восстановлении более вероятно, и возникшее поражение имеет тенденцию прогрессировать быстрее, чем при другом виде пломбировочного материала.

Много исследований было проведено по реологии полимерных композитов. В идеале вязкость композита должна быть такой, чтобы его можно было конденсировать в больших полостях и, в то же самое время, он мог затекать бы в трудно доступные пространства. С одной стороны, материал не должен течь под действием собственного веса, чтобы ему можно было придавать форму, а с другой — под действием небольшого внешнего давления он должен легко течь. По сравнению со стоматологическими амальгамами композиты прилипают к инструментам, и это может помешать достижению хорошего краевого прилегания пломбы. Для улучшения технологических свойств композитов и тем самым краевого прилегания, в конце 90-х годов были выпущены так называемые «текущие» (маловязкие) композиты. И почти одновременно на рынке появились «пакуемые» (конденсируемые плотные) композиты. Повышая вязкость этих композитов, исследователи пытались достичь рабочих характеристик этих материалов, напоминающих амальгаму.

Для того, чтобы получить текущие композиты, производителям потребовалось уменьшить количество наполнителя в их составе, а чтобы избежать чрезмерного снижения неорганической фазы, размер частиц стеклнного наполнителя был увеличен. Текущие композиты могут показаться трудными в работе именно из-за их низкой вязкости. Поэтому такие материалы идеально подходят для небольших полостей, препарированных воздушно-абразивным методом, для восстановления края пломбы, а также для полимерных материалов профилактического назначения. Однако не рекомендуется использовать данные материалы, имеющие уменьшенное содержание наполнителя с частицами больших размеров, там, где возможно действие высокой окклюзионной нагрузки или истирания.

Пакуемые композиты производятся при небольшом увеличении содержания наполнителя на 1-2 об.% путем изменения реологии полимерной матрицы. Достичь этого довольно трудно, потому что содержание наполнителя в большинстве композитов уже находится на предельно высоком уровне, а простое добавление большего количества наполнителя делает композит рыхлым и

вызовет образование трещин. Увеличенная вязкость пасты композита может быть достигнута несколькими способами:

- путем увеличения диапазона распределения частиц по размеру, что улучшает плотность упаковки, например, применение наполнителя с тримодальным распределением частиц по размеру;
- модификацией формы частиц наполнителя таким образом, чтобы частицы могли сцепляться, затрудняя скольжение одной частицы относительно другой и тем тормозя течение пасты;
- модификацией полимерной матрицы таким образом, чтобы создавалось более прочное межмолекулярное притяжение (например, замещая гидроксильные группы Бис-ГМА водородом для образования водородной связи), и за счет этого увеличивалась вязкость;
- добавлением диспергаторов (добавка, регулирующая реологические свойства), которые снижают вязкость и позволяют ввести больше наполнителя.

Однако увеличение содержания наполнителя не может не повлиять на другие параметры материала. Композиты становятся менее прозрачными, качество полирования ухудшается и, несмотря на большее содержание наполнителя, по механическим свойствам они не лучше универсальных композитов, например, микрогибридного типа. А поскольку ухудшению более всего подвержены эстетические характеристики, производители выпускают только ограниченное число цветовых оттенков. Поэтому данные материалы имеют ограниченное применение и рекомендуются для пломбирования полостей II класса небольшого и среднего размера. В связи с высокой вязкостью материала могут возникать трудности краевого прилегания пломб, и, кроме того, существует опасность присутствия пузырьков воздуха по краю и в массе пломбы. По этой причине было предложено вначале наносить тонкий слой текучего композита на дно проксимально расположенной ящикообразной полости, а после этого завершить пломбирование пакуемым композитом.

Следует заметить, что оба композита, и текучий и пакуемый, были разработаны, исходя из пожеланий практических врачей-стоматологов, которым хотелось иметь композиты со специальными рабочими характеристиками. Тем не менее, эти композиты не обладают улучшенными физическими и механическими свойствами. На самом деле, текучие композиты имеют более низкие механические свойства, а пакуемые — более низкие эстетические свойства по сравнению с универсальными композитами.

### **Биосовместимость**

Полимерные композиты имеют сложную структуру, и поэтому некоторые компоненты состава и продукты разрушения могут выделяться из материала. К этим веществам относятся остаточные мономеры и олигомеры, растворители, такие добавки, как УФ стабилизаторы, пластификаторы и инициаторы. Имеются данные о том, что количество выделяемых из композитов веществ могут составлять до 2% по массе, хотя эта величина непостоянная и зависит, в большей степени, от степени отверждения. Было показано, что некоторые из веществ, выделяемые из композитов, являются цитотоксичными, и в связи с этим в отдаленные сроки могла возникнуть гиперчувствительность, связанная с применением полимерных композитов. Однако этих данных недостаточно, чтобы сделать вывод о том, что применение материалов представляет неприемлемый риск для здоровья пациента, поскольку количество высвобождаемых веществ очень мало, а случаи гиперчувствительности, связанной с полимерными композитами достаточно редки.

Некоторые опасения высказывались в отношении применения бисфенола-А и производных бисфенола-А в составе композитных восстановительных материалов, так как эти материалы, как было показано, были способны вызывать изменения в эстроген-чувствительных органах и клетках. Однако, исследования выщелачивающихся компонентов показали, что это в большей степени низкомолекулярные мономеры, такие как ММА и ТЭГМА, а не олигомеры типа Бис-ГМА и УДМА. В связи с этим данная проблема не стала предметом широкого обсуждения, как применение амальгам. В настоящее время признано, что никакой угрозы применения полимерных композитов не существует.

## Водопоглощение и растворимость

Композиты должны иметь низкий показатель водопоглощения. Если композит может абсорбировать воду, значит он способен абсорбировать и другие компоненты ротовой жидкости, что приведет к изменению его цвета.

Водопоглощение связано со способностью полимерной матрицы абсорбировать воду. Стекланный наполнитель сам не абсорбирует воду, но может адсорбировать ее на свою поверхность. Поэтому величина водопоглощения зависит от содержания полимера в композите и качестве связи между полимером и наполнителем. Учитывая это, наверное, разумнее связывать величину водопоглощения с содержанием полимера в композите. Зная показатель водопоглощения одного полимера, можно оценить, связана ли величина водопоглощения композита только с полимерной матрицей, или она неоправданно высока.

Данные, приведенные в Таблице 2.2.3, показывают, что если принять во внимание содержание наполнителя в восстановительном материале, то значительные различия между величиной сорбции воды для целого ряда композитов становятся очевидными.

**Таблица 2.2.3** Равновесное значение показателя водопоглощения для ряда композитов

Материал (Производитель)	Для материала, (мкг/мм <sup>3</sup> )	Для полимера* (мкг/мм <sup>3</sup> )	Объем полимера, %
Occlusin (ICI Dental)	12,9	41,6	31
P-10 (3M Dental)	16,0	44,4	36
Profile (SS White)	16,3	37,0	44
Ful-Fil (LD Caulk)	20,3	63,4	32
Heliomolar (Vivadent)	20,6	43,6	47
Estilux (Kulzer)	23,1	82,4	28
P-30 (3M Dental)	36,9	119,0	31

*\* Показатель водопоглощения для полимера получен при допущении, что стекло не абсорбирует воду, и вычислен из расчета объемного содержания полимера (%) из последнего столбца. Переработана из данных публикации Oysaed H., Ruyter I.E. (1986).*

Водопоглощение для полимера находится в пределах 40-45 мкг/мм<sup>3</sup>, а для двух композитов из этой таблицы сорбция воды в 2-3 раза выше, чем можно было ожидать. Возникает вопрос — «куда идет эта дополнительная вода?»

Высокие значения водопоглощения композита, (после пересчета, исходя из количества, присутствующего в нем наполнителя), могут быть связаны с несколькими причинами. Возможно, что материал содержит фракцию с высокой растворимостью, которая и оставляет пространства, заполняемые водой (это может быть связано с неполным отверждением полимера). В дополнение к этому полимер может содержать воздушные пустоты, образовавшиеся при замешивании или

наложении пломбы. Еще одной причиной высокого водопоглощения мог быть гидролитический распад связи между наполнителем и полимером, который приводит к абсорбции воды на поверхности частиц наполнителя. Это может привести к двум важным последствиям. Во-первых, по мере того, как утрачивается связь между частицами наполнителя и полимером, наполнитель будет терять свою эффективность упрочняющего компонента материала, приводя в результате к разрушению пломбы. Во-вторых, поверхностная прочность частицы наполнителя будет снижаться, что приведет к повышению износа. Таким образом, сочетание таких характеристик, как высокое содержание наполнителя и высокий показатель водопоглощения, должно вызывать определенное беспокойство относительно качества композита.

Часто предполагают, что водопоглощение может компенсировать до некоторой степени полимеризационную усадку, но процесс поглощения воды достаточно медленный, занимающий много месяцев до своего завершения. Это легко можно показать расчетным путем, зная коэффициент диффузии воды в композите  $D$ , который обычно имеет порядок  $1,25 \times 10^{-9} \text{ см}^2 \text{ с}^{-1}$ . Для образца материала 2 мм толщины достижение равновесного водопоглощения потребует 166 суток, а в образце толщиной 5 мм необходимое время для достижения равновесия превышает 3 года. Таким образом, поглощение воды не сможет предупредить нарушение пограничной связи, так же, как не сможет противодействовать и мгновенной усадке, происходящей в момент отверждения. Конечно, небольшое набухание приведет к некоторому улучшению краевого прилегания пломбы, но вполне вероятно, что это наступит слишком поздно.

Учитывая это, очень важно, чтобы при измерении показателей водопоглощения были приготовлены тонкие образцы для того, чтобы в реальный отрезок времени достичь равновесного состояния в сорбции воды. Кроме того, для сравнения данных по водопоглощению в расчет следует принимать и количество стеклонанополнителя.

### Коэффициент теплового расширения

Для того, чтобы напряжения в композите, возникшие в результате температурных колебаний и связанных с ними расширений и сокращений композитной пломбы, были минимальными, коэффициент теплового расширения композита должен быть близок к этому показателю твердых тканей зуба. Стекланный наполнитель имеет низкий коэффициент теплового расширения, в то время как у полимера он высок, поэтому, чем больше неорганического наполнителя в композите, тем ниже будет коэффициент расширения. Поскольку в микронаполненных композитах больше содержится полимера, причем не только в виде матрицы, но и на предполимеризованных частицах наполнителя, коэффициент их теплового расширения высок по сравнению с таковым у стеклонанополненных композитов.

Примерные величины коэффициентов теплового расширения некоторых, имеющихся в продаже, композитов представлены в Таблице 2.2.4, в которой также приведено сравнение с коэффициентом теплового расширения эмали в виде их отношения.

**Таблица 2.2.4 Коэффициент теплового расширения ( $\alpha$ ) для некоторых композитов и относительная разница ( $D$ ) в сравнении с коэффициентом теплового расширения эмали**

Материал (Производитель)	Тип	$\alpha \times 10^6, ^\circ\text{C}^{-1}$	$D$
Эмаль		11,4	1,00
Z-100 (3M Dental Products)	Гибрид	22,5	1,97
Adaptic (Johnson & Johnson)	Обычный	25,7	2,25
Herculite (Kerr)	Гибрид с малыми частицами	32,6	2,86
Silux Plus (3M Dental Products)	Микронаполненный	41,6	3,65
Delton (Johnson & Johnson)	Без наполнителя	90,3	7,92

### Рентгеноконтрастность

Когда композиты используют в качестве пломбирочного материала, и особенно, для жевательных зубов, их рентгеноконтрастность представляет особую важность. Определение кариеса под рентгенопрозрачной композитной пломбой практически невозможно, что позволит кариозному процессу развиваться длительное время до его обнаружения. У некоторых композитов рентгеноконтрастность ниже, чем у дентина, что не очень хорошо, потому что не позволяет с помощью рентгеновских лучей обнаружить наличие кариеса. Тем не менее, еще не известно какой оптимальной рентгеноконтрастностью должен обладать композит, поскольку избыточная рентгеноконтрастность может потенциально маскировать кариес, располагающийся под пломбой. Все-таки, композит должен иметь, по крайней мере такую же рентгеноконтрастность, как эмаль. Некоторые композиты, не удовлетворяющие этому требованию, не должны использоваться в качестве пломбирочного материала для жевательных зубов.

### **Соответствие по цвету**

Эстетические качества композитов хорошо известны. Самые ранние композиты страдали изменением цвета, которое может проявляться в трех видах:

- изменение цвета по краю пломбы;
- изменение цвета всей поверхности;
- изменение цвета всего объема пломбы.

Изменение цвета по краю обычно появляется при наличии щели между пломбой и тканями зуба. Остатки органических веществ проникают в щель и приводят к краевому окрашиванию. Устранение краевой щели полностью предупреждает этот тип окрашивания. Если краем является эмаль, то устранить эту проблему можно путем кислотного протравливания для создания связи с эмалью. Связь между протравленной эмалью и композитом достаточно прочная и долговечная, она позволяет достичь хорошей герметичности по краю пломбы и предупредить проникновение органических веществ. Обычно рекомендуют использование ненаполненного полимера в качестве адгезива, так как это помогает улучшить краевое прилегание.

Изменение цвета всей поверхности композита может быть связано с ее шероховатостью и вероятно происходит с теми полимерными композитами, в которых использованы большие по размеру частицы наполнителя. Органические вещества застревают в пространствах между выступающими частицами наполнителя и трудно удаляются при чистке зубов. Полирование подходящим абразивом, таким как пасты с оксидом алюминия, должно удалить это поверхностное окрашивание. Важно, чтобы полирование было проведено в несколько этапов, например, вначале алмазным инструментом с размером абразива 20 мкм, затем пастой с частицами размером 7 мкм и окончательная (финишная) обработка пастой с частицами размером 1 мкм. Это даст оптически гладкую полированную поверхность микронаполненных композитов без каких-либо ямок и царапин, так можно отполировать и гибридные композиты с небольшими по размеру частицами наполнителя. Иногда наблюдают темный изрытый участок нарушения цвета, который возник из-за вскрытия воздушных пузырьков по мере износа композита. Такое нарушение цвета не может быть легко удалено, и лучше заменить пломбу светоотверждаемым композитом, не оставляя в материале «замороженных» пузырьков воздуха, благодаря соблюдению правил наложения пломбы.

Изменение цвета всего объема или большой глубины пломбы представляет особую проблему, если она изготовлена из композита химического отверждения типа паста-паста с аминным активатором. Изменение цвета такой реставрации происходит медленно в течение продолжительного времени, придавая пломбе отчетливо желтую окраску. Этот вид нарушения цвета возникает как из-за химического разрушения компонентов в матрице полимера, так и абсорбции ротовой жидкости. Композиты, активируемые видимым светом, имеют значительно большую цветовую стабильность.

Подобно внедрению в практику пакуемых и текучих композитов, продиктованное клинической необходимостью, производители разработали и выпустили целый ряд новых композитов с высокими эстетическими качествами. Эти композиты наполнены частицами с минимальным размером - не более 2 мкм и средним около 0,6 мкм, что делает их великолепно полируемыми. В настоящее время имеется целая «артистическая» палитра с большим разнообразием материала по цвету и прозрачности.



## МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА

### Прочность на сжатие

Если сравнивать прочность на сжатие ряда композитов и амальгам с этим показателем для эмали и дентина, то окажется, что эти материалы очень близки (Таблица 2.2.5). Интересно отметить, что композиты для передних зубов имеют сходные показатели по прочности на сжатие с композитами для жевательных зубов, но, тем не менее, рекомендации по их использованию различны. Важно понять значимость этой оценки. Будучи относительно простой, для измерения, величина прочности на сжатие материала часто цитируется в литературе. К сожалению, публикуемые данные бывает трудно интерпретировать из-за неоднозначности возможных вариантов разрушения при сжатии, а именно:

Пластичные материалы могут расплющиться, напоминая пластилин;

- Такие хрупкие материалы, как стекло и камень, могут разлететься в разные стороны;
- Длинные и тонкие образцы могут изогнуться в продольном направлении.

**Таблица 2.2.5 Прочность на сжатие для различных материалов**

<b>Материал (Производитель)</b>	<b>Прочность на сжатие, МПа</b>
Эмаль моляра	260
Дентин моляра	305
Sybralloy (Kerr)	500
Dispersalloy (Johnson & Johnson)	440
Adaptic (Johnson & Johnson)	250
Silux (3M Dental Products)	286
Aurafil (Johnson & Johnson)	345
Occlusin (ICI Dental Products)	310
P-30 (3M Dental Products)	393

Нетрудно представить насколько сложные напряжения могут возникать в образцах материалов при испытании их на сжатие. И если задать себе вопрос, разрушаются ли пломбы по какому-либо из приведенных выше вариантов, то ответ, вероятно, будет отрицательным. Скорее всего реставрации будут разрушаться от растяжения (из-за действия изгибающих сил), так как композиты имеют очень маленький предел прочности на растяжение или разрыв. Таким образом, прочность на сжатие является плохим показателем сопротивляемости материала разрушению, поскольку не существует простой взаимосвязи между прочностью на сжатие материала и его пределом прочности на разрыв.

### Прочность при диаметральной разрыве или диаметральной прочность

Если пломбировочные материалы с большей вероятностью разрушаются в режиме растяжения, то более разумно измерять предел их прочности на разрыв, а не на сжатие. К сожалению, определять прочностные свойства на разрыв для хрупких материалов крайне трудно, и такое испытание дает большой разброс данных. Причиной этого является высокая чувствительность хрупких материалов к присутствию внутренних дефектов и небольших

поверхностных трещин, которые невозможно устранить. Вследствие этого предел прочности на разрыв композитов зависит от качества полирования поверхности.

*Испытание для определения диаметральной прочности* является альтернативным методом при измерении предела прочности на разрыв материала. И хотя и при этом испытании в образцах материала возникают сложные напряжения, но результаты достаточно воспроизводимы, а изучаемое свойство легко измерить. По этим причинам данные по диаметральной прочности стоматологических материалов часто приводят в литературе. Интересно отметить, что этот тест обычно применяют для хрупких материалов. Значит, если приводят данные диаметральной прочности, а нетрадиционного предела прочности на сжатие, это указывает на то, что исследованный материал хрупок и поэтому страдает от недостатка прочности при ударе.

Типичные величины диаметральной прочности для ряда композитов приведены в Таблице 2.2.6. Из этих цифр видно, что традиционные композиты для восстановления передних зубов имеют величины прочности при диаметральном разрыве близкие к показателями прочности современных композитов для жевательных групп зубов. Но клинический опыт показывает, что традиционные композиты имеют недостатки при пломбировании жевательных зубов. Данные по диаметральной прочности, как и показатели прочности на сжатие, не являются прямым показанием к применению конкретного композита, так как не позволяют прогнозировать его свойства в клинических условиях.

В связи с тем, что композиты все чаще используют для пломбирования жевательных зубов, частота отколов пломб будет, вероятно, возрастать по причинам, которые рассматривались в этой главе.

**Таблица 2.2.6 Прочность при диаметральном разрыве некоторых композитных восстановительных материалов**

<b>Материал (Производитель)</b>	<b>Прочность при диаметральном разрыве, МПа</b>
Adaptic (Johnson & Johnson)	51
Aurafil (Johnson & Johnson)	52
Occlusin (ICI Dental Products)	54
P-30 (3M Dental Products)	67

## **Твердость**

Твердость поверхности стоматологического материала может быть измерена непосредственно с применением ряда методик, а полученные результаты использованы для сравнения различных композитов. Раньше полагали, что твердость является надежным показателем сопротивляемости износу композита, и это, отчасти, справедливо.

Исходные акриловые полимеры были весьма мягкими материалами, но их твердость и устойчивость к износу были значительно улучшены добавлением наполнителя. Измерения твердости вначале позволяли судить об износостойкости материала, но в настоящее время это соотношение нарушилось, как только стали применять новые поколения композитов с высоким содержанием наполнителей.

## **Износ**

Износ — это процесс, при котором материал смещается или удаляется при действии сил, возникающих при трении двух поверхностей одна о другую. В полости рта могут иметь место износа, представленные ниже.

## **Абразивный износ**

Когда две поверхности трутся одна о другую, более твердая из них может вызвать образование углублений и желобков или срезать часть материала с другой поверхности. Этот прямой контактный износ известен под названием *истирание при абразивном контакте двух тел*, и происходит он в полости рта при наличии непосредственного контакта зубов. В клинике это называют *стираемостью зубов*.

Абразивный износ может также происходить при заполнении пространства между двумя поверхностями абразивной гидросмесью, даже при отсутствии прямого контакта между двумя твердыми поверхностями. Этот тип износа называют *истиранием при абразивном контакте трех тел*, и происходит он в полости рта при жевании, а пища выступает в качестве абразивного агента (зубные пасты действуют как абразивная гидросмесь между зубной щеткой и зубом).

### **Усталостное изнашивание**

Повторные нагрузки на зубы вызывают циклические напряжения, которые со временем могут привести к росту усталостных трещин. Эти трещины часто образуются под поверхностью, а затем, сливаясь выходят на поверхность материала.

### **Коррозионный износ**

Химическое воздействие на композит может произойти по типу гидролитической деструкции полимера, разрушения межфазной структуры полимер-наполнитель или эрозии его поверхности.

Вполне очевидно, что каждый из перечисленных выше механизмов вовлечен в процесс износа композитов. В месте окклюзионного контакта основными механизмами износа будут абразивное истирание при контакте двух тел и усталостное, в то время как при отсутствии прямого контакта доминирующим будет истирание незакрепленным абразивом, находящимся в контакте с двумя поверхностями, т.е. при взаимодействии трех тел. Коррозионный износ может наблюдаться в обеих ситуациях, а в сочетании с нагрузками, создающими напряжения, может привести к образованию напряженно-коррозионной трещины. Трещина медленно увеличивается и приводит к разрушению материала.

Поскольку износ является многофакторным процессом, его нельзя определять с помощью измерения какого-то одного параметра. Была замечена слабая корреляция между механическими свойствами и износом, а некоторые из физических свойств, такие как низкое водопоглощение, могут быть только показателями потенциальной устойчивости к износу, особенно, в отношении коррозионного износа.

В целом, высокая степень наполнения, гладко полируемая поверхность, устойчивый к гидролизу полимер и прочная связь между наполнителем и полимером являются необходимыми свойствами композита, предназначенного для пломбирования жевательной группы зубов. Однако, следует оговориться, что эти параметры сами по себе не гарантируют материалу его износостойкость.

Для изучения износостойкости материала в качестве альтернативного подход можно принять методы лабораторного моделирования клинических условий. К сожалению, очень трудно смоделировать все условия в полости рта, которые могут активно влиять на процесс износа. И хотя *in vitro* был испытан целый ряд методов для измерения скорости износа, ни один из них, как было найдено, не может быть использован для достаточно точного прогнозирования износостойкости композитов при восстановлении ими жевательных зубов в условиях *in vivo*.

Другим камнем преткновения является проблема разработки надежного лабораторного теста износостойкости, способного давать хорошую корреляцию с клиническими данными, которые сами по себе исключительно трудны для получения и интерпретации. Из многих переменных показателей, которые следует принимать во внимание, разная степень износа у разных пациентов является одной из наиболее трудных для понимания. Тем не менее, было показано, что существует значительное различие в скорости износа между окклюзионными контактными зонами и бесконтактными участками. В этой связи следует отметить, что любые цифровые данные о скорости износа бессмысленны до тех пор, пока они не сопровождаются информацией о методах, использованных при их определении.

Размер пломбы может также оказать влияние на скорость износа, вероятно, из-за большей площади прямого контакта поверхности зуба и пломбы. Необходимо учитывать также, что большие по размеру пломбы ставят на жевательные зубы, подвергающиеся наибольшему окклюзионным нагрузкам.

Таким образом, даже полученные *in vivo* данные, являются лишь ориентировочными в оценке способности композитных пломб жевательных зубов противостоять износу. Ситуация осложняется и тем, что до настоящего времени еще не разработано общепринятого метода определения износа *in vivo*, и поэтому полученные результаты следует интерпретировать с большой осторожностью.

Лучшим измерением устойчивости композитных материалов к износу на жевательных зубах является оценка их клинического состояния. Несмотря на значительные улучшения пломбировочных материалов за последние годы, все же следует избегать применения композитов в тех участках, где будет прямой окклюзионный контакт, подвергающийся значительным функциональным нагрузкам. Поскольку окклюзия должна проверяться до начала лечения, необходимо также максимально минимизировать наличие центральных или скользящих контактов, а лучше вообще их избегать.

## **КОМПОЗИТЫ ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В ЗУБОТЕХНИЧЕСКИХ ЛАБОРАТОРИЯХ**

### **Непрямые композитные виниры, вкладки и накладки**

Пломбирование зубов прямым методом с использованием композитных материалов сопряжено со многими сложностями. Прежде всего, внесение композитов в полость зуба — это довольно трудоемкая работа сама по себе. При этом, требуется точное воспроизведение соответствующих контактов зубов-антагонистов. Композиты дают полимеризационную усадку и кроме того существует риск неполного отверждения пломбы из-за ограниченной глубины отверждения. Одним из способов преодоления этих сложностей является использование непрямых композитных реставраций — вкладок, накладок и виниров.

Вкладки из композита изготавливают в зуботехнической лаборатории зубным техником по оттиску, снимаемому врачом-стоматологом. Использование вкладок особенно эффективно, если требуется заменить несколько пломб на жевательных зубах в одном квадранте или восстановить нефункционирующие жевательные бугорки. Во всех других отношениях показания к использованию композитных вкладок не отличаются от показаний для прямого пломбирования жевательной группы зубов. Преимущество этого типа реставраций состоит в том, что большая часть работы по воссозданию анатомической формы и межзубного контакта делается техником в зуботехнической лаборатории.

Другим положительным моментом является полное отверждение на всю глубину, поскольку процесс отверждения ведется в условиях лаборатории, а не *in situ*. Тем не менее, практика показывает, что проблема полимеризационной усадки полностью не решается и с использованием вкладок. Даже тонкий слой фиксирующего полимера, может вызвать достаточно высокие усадочные напряжения, которые нарушат адгезионную связь, особенно связь с дентином. Остаются также сомнения в отношении качества связи между полимерным цементом и самой вкладкой. Лабораторный процесс отверждения для композитных вкладок настолько эффективен, что остается совсем немного непрореагировавших метакрилатных групп на их поверхности для реакции с полимерным цементом (см. раздел 3.6.).

Многие комплекты полимерных композитов для работы в зуботехнических лабораториях используют по существу те же композиты, которые применяют для прямого пломбирования. Вследствие этого они страдают от большинства тех же самых недостатков, что и композиты для прямого пломбирования, ограничивающих сферу их применения. Таким образом, созданные в лаборатории непрямые композитные реставрации следует применять только в тех случаях, где и прямое пломбирование можно было бы признать вполне допустимым.

### **Армированные волокном композиты**

Композитные полимеры с дисперсным порошкообразным наполнителем обладают недостаточной прочностью для изготовления из них коронок и мостовидных протезов. Армированные волокном композиты (АВК) дают возможность получения материалов с высокой

прочностью и высокой жесткостью, и вместе с тем очень малой массой. В течение 90-х годов XX века был разработан целый ряд полимерных систем, армированных волокном, для применения как в зуботехнических лабораториях, так и в клинической практике. Они были выпущены в разных формах (Таблица 2.2.7). Однонаправленные волокна позволяют изготавливать многосвязные конструкции протезов, а сетчатые и плетенные формы способны выдерживать напряжения в разных направлениях одновременно. АВК имеют значительно большую прочность на изгиб и сопротивление удару по сравнению с наполненным дисперсными частицами полимером при условии хорошего смачивания волокон и высокого их содержания.

АВК показаны для изготовления шин, мостовидных протезов, коронок и съемных протезов. Однако клинический опыт их применения еще довольно ограничен.

Таблица 2.2.7 Армированные волокном композиты

Продукция	Поставщик	Тип волокна	Форма волокна
<i>Предварительно импрегнированная* продукция</i>			
Fibre-Kor	Jeneric/Pentron	Стекловолоконное	Однонаправленное
Splint-It	Jeneric/Pentron	Стекловолоконное	Однонаправленное
Splint-It	Jeneric/Pentron	Стекловолоконное	Тканое
Splint-It	Jeneric/Pentron	Полиэтиленовое	Тканое
Stick	Stick Tech	Стекловолоконное	Однонаправленное
Stick-Net	Stick Tech	Стекловолоконное	Сетчатое
Vectris pontic	Ivoclar	Стекловолоконное	Однонаправленное
Vectris frame and single	Ivoclar	Стекловолоконное	Сетчатое
<i>Неимпрегнированная продукция</i>			
Connect	Kerr	Полиэтиленовое	Плетеное
Ribbon	Ribbon	Полиэтиленовое	Тканое

\* Пропитанные мономерными композициями

## КЛИНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ КОМПОЗИТНЫХ РЕСТАВРАЦИЙ

Показания к применению композитных реставраций прежде всего связаны с их возможностями получения хорошего эстетического эффекта. Эти материалы идеально подходят для пломб на передних зубах (в том числе и режущего края резцов), для восстановления проксимальных поражений, абразивных и эрозивных поражений зубов.

Для жевательных зубов применение композитов ограничено. Это связано с проблемой краевой герметизации в тех случаях, когда край не приходится на эмаль, как, например, при глубоких проксимальных полостях. Износ и подверженность пломб отколу также являются недостатками в применении композитов и, особенно при их больших размерах. Большие пломбы должны противостоять большим окклюзионным нагрузкам и износу при прямом контакте с зубами-антагонистами. Поэтому композитные пломбировочные материалы являются идеальным материалом для первичного пломбирования ранних кариозных поражений.

В основе восстановления зубов композитными материалами лежит принцип адгезии. Фиксация пломб благодаря адгезионным свойствам композитов, а не за счет механической ретенции, способствует сохранению структуры зуба, усилению прочности его коронки и созданию барьера для краевой проницаемости. Поэтому важно, чтобы эти материалы использовали только в тех ситуациях, где могут быть достигнуты условия для высококачественной адгезионной связи. Далее остановимся на примерах противопоказаний к применению композитных материалов.

### Не использовать композит для больших пломб

Чаще всего большие по размеру пломбы ставятся при восстановлении жевательных зубов при необходимости замены амальгамовых реставраций. Поскольку такие полости обычно значительно больше, чем при первичных кариозных поражениях, композиты не являются полноценным восстановительным материалом для таких условий. При пломбировании амальгамой полость препарирована так, чтобы создать условия для механического удержания пломбы или создать ретенцию для фиксации пломбы. При этом, чем больше размер реставрации, тем выше степень полимеризационной усадки при пломбировании композитом и ниже шансы для достижения

хорошей краевой герметизации. Усадка в ходе полимеризации вызывает отрыв композита от стенок полости. Несмотря на то, что протравленная эмаль прочно связывается с пломбировочным материалом, химическое соединение с дентином не обеспечивает достаточно прочной связи, способной противостоять силам, возникающим в результате усадки. Это может привести к усилению краевой проницаемости и послеоперационной чувствительности. И даже в том случае, когда большая часть или все края проходят по эмали (где хорошая связь и герметизация возможны), нарушение соединения с дентином приведет к проникновению жидкости в краевую щель и под пломбу. Это может привести к послеоперационной чувствительности, вызываемой током жидкости по дентинным канальцам в те моменты, когда пломба подвергается действию нагрузки или при изменении температуры.

Отрицательным фактором, усугубляющим состояние краевой герметизации, является несоответствие коэффициентов расширения пломбировочного материала и тканей зуба. Эта проблема присуща всем композитам и, хотя ее частично решают путем увеличения степени наполнения стеклянными частицами с малым коэффициентом расширения, в целом проблема остается неразрешенной.

Композиты являются хрупкими материалами с низкой прочностью и по сути их свойства не превосходят амальгаму. Прочность пломбы из композитных материалов зависит от их способности образовывать связь с тканями зуба. Если эта связь нарушается, вероятность разрушения пломб значительно возрастает, особенно при высоких окклюзионных нагрузках. Надежность и долговечность адгезионной связи значительно снижаются по мере увеличения размера реставрации.

### **Не рекомендуется глубокое придесневое препарирование зуба**

Проксимальные реставрации, независимо оттого располагаются ли они на передних или жевательных зубах, могут распространяться под десну таким образом, что основание полости переходит в дентин и цемент корня зуба. В таких обстоятельствах очень трудно, а может и совсем невозможно, обеспечить плотное краевое прилегание и получить качественную герметизацию даже при использовании специальных адгезионных систем для дентина.

Следовательно, весьма высока вероятность усиления микропроницаемости и связанных с ней проблем окрашивания, поражения кариесом и повышенной чувствительности. И хотя было предложено сначала заполнять дно кариозной полости стеклоиономерным цементом, существует вероятность разрушения цемента через какое-то время, которое оставит край композитной пломбы без поддержки, что и явится причиной выпадения пломбы.

### **Недостаточное количество периферической эмали**

Связь композита с протравленной эмалью весьма эффективна, и ее разрыв мало вероятен.

При больших разрушениях коронки зуба, остается недостаточное количество эмали для обеспечения надежной фиксации пломбы, и в этих случаях приходится рассчитывать только на связь с дентином. Однако, эта связь очень ненадежна, и таким образом повышается вероятность нарушения краевой герметизации под воздействием напряжений, вызванных полимеризационной усадкой, из-за несоответствия коэффициентов термического расширения пломбы и тканей зуба, а также в результате действия окклюзионных нагрузок.

В идеальном случае полимерные композиты должны использоваться в пределах краев эмали при полной сохранности. Единственным исключением из этого правила могут быть абразивно-эрозионные поражения, которые не подвергаются воздействию высоких напряжений, хотя и в этих случаях достижение хорошей адгезии проблематично.

### **Недостаточный контроль влаги**

Адгезионной связи между тканями зуба и композитами достичь невозможно, если поверхность зубных тканей покрыта влагой. Если по каким-либо причинам полость не удастся тщательно высушить следует использовать другой пломбировочный материал.

### **Привычный бруксизм/жевание**

Интенсивное изнашивающее действие, связанное с бруксизмом, вызывают крайне быстрое стирание любой композитной пломбы, имеющей окклюзионный контакт, или если она в контакте с таким инородным телом, как курительная трубка. Пломбирование зубов с использованием композитов противопоказано до тех пор, пока пациент не избавится от этой привычки.

### **Клиническое значение**

Внедрение полимерных композитных пломбировочных материалов оказало огромное влияние на практику восстановительной стоматологии. Многие достижения новой технологии основаны на использовании композитных материалов. Их клиническое применение многогранно и разнообразно, оно будет продолжать развиваться по мере дальнейшего улучшения свойств композитных материалов. Однако, есть определенные ограничения в использовании этой группы материалов и очень важно, чтобы они не игнорировались.

### **МОДИФИЦИРОВАННЫЕ ПОЛИКИСЛОТОЙ ПОЛИМЕРНЫЕ КОМПОМЕРЫ**

Одной из главных особенностей стеклоиономерных цементов является их способность обеспечить продолжительное выделение фторидов, которые могут защищать прилежащие к пломбе ткани зуба от кариеса. Полимерные композитные материалы не обладают свойством выделять фториды в течение продолжительного периода времени. Добавление фторида олова к полимерному композиту обеспечивает выделение фторида лишь в течение несколько недель, но затем оно прекращается. Первоначальный выход фторида, происходит непосредственно из поверхностного слоя пломбы и его источник быстро истощается, так как фтористое соединение не может диффундировать через матрицу полимера с достаточной скоростью, чтобы поддерживать необходимую скорость поступления этого вещества.

Модифицированные поликислотами полимерные композиты, обычно называемые компомерами, являются фактически полимерными композитными материалами, которые были модифицированы таким образом, чтобы получить возможность высвобождать значительные количества фторида в течение длительного периода времени. Для того чтобы достичь этого, некоторые технологии изготовления стеклоиономерных цементов были использованы при изготовлении модифицированных полимерных композитов.

### **Состав**

Состав типичного компомера приведен в Таблице 2.2.8. Материал основан на полимерной композиции, отверждаемой по механизму радикальной полимеризации, активируемым голубым светом в присутствии камфорахинона. Однако, есть целый ряд важных различий при сравнении его с полимерными композитами.

Одно из различий состоит в присутствии стекла, которое сходно по составу с фторсодержащими стеклами, используемыми в стеклоиономерных цементах. Это алюмофторсиликатное стекло подвергается воздействию кислотой и является источником ионов фтора. Однако этого одного будет недостаточно, так как необходимы некоторые средства, для того, чтобы фторид был выделен из стекла. Для этого требуются ионы водорода, способные растворять стекло таким же образом, как это происходит в процессе отверждения стеклоиономерных цементов. В качестве источника ионов водорода используется специально полученный полимеризационноспособный мономер с карбоксильными группами, который сополимеризуется с таким диметакрилатным мономером, каким является УДМА (Рис. 2.2.26). В качестве альтернативы можно использовать сополимер метакрилизованной поликарбоновой кислоты, применявшейся в некоторых модифицированных полимером стеклоиономерных цементах (см. раздел 2.3.).

**Таблица 2.2.8 Состав полимерного композита, модифицированного поликислотой**

Наименование компонента	Назначение
Стекло алюфторсиликатное	Наполнитель и источник фторида
Диметакрилатный мономер (например, УДМА)	Образует матрицу полимера
Полимер специальный	Обеспечивает карбоксильными группами
Мономеры гидрофильные	Помогают транспортировать воду и фторид
Фотоактиваторы/ инициаторы	Обеспечивают отверждение за счет радикальной полимеризации



**Рис. 2.2.26.** Сополимеризация кислотного мономера, содержащего карбоксильные группы, и УДМА мономера в компомере

Последним ингредиентом, необходимым для обеспечения высвобождения фторида, является вода. Она не присутствует в исходных материалах, но появляется в результате поглощения материалом из среды полости рта. Сорбция воды обуславливает кислотно-основную реакцию между стеклом и карбоксильными группами сополимера, она обеспечивает механизм медленного, но постоянного высвобождения фторида, что до этого было невозможно с полимерными композитами.

Чтобы облегчить диффузию воды в материал через матрицу и одновременно диффузии ионов фторида из матрицы, некоторым из используемых полимеров матрицы придают более гидрофильные характеристики, чем у обычно используемых в полимерных композитах (например, добавляя диметакрилат глицерин).

И хотя компомеры имеют обе реакции — и радикальной полимеризации и кислотно-основную, только первая из них запускает процесс отверждения этих материалов. Назначение кислотно-основной реакции обеспечить высвобождение ионов фторида в течение продолжительного периода.

### Клиническое значение

Следует подчеркнуть, что хотя компомер и может рассматриваться как гибрид полимерного композита и стеклоиономерного цемента, он существенно отличается от модифицированного полимером стеклоиономерного цемента.

Исходным материалом для компомера служит полимерный композит, в то время как для модифицированного полимером стеклоиономерного цемента исходным материалом служит стеклоиономерный цемент. Таким образом, существует спектр материалов от стеклоиономерного цемента до полимерных композитов, что и приведено в Таблице 2.2.9.



**Таблица 2.2.9 Спектр пломбировочных материалов, окрашенных в цвета твердых тканей натуральных зубов**

<i>Стеклоиономерные цементы</i>	<i>Модифицированные полимером стеклоиономерные цементы</i>	<i>Модифицированные поликислотой полимерные композиты</i>	<i>Полимерные композиты</i>
Chemflex <sup>1</sup>	Fuji II LC Improved <sup>3</sup>	Diract AP <sup>1</sup>	Surefil <sup>1</sup>
Ketac-Molar <sup>2</sup>	Vitremer <sup>4</sup>	Compoglass F <sup>5</sup>	Pentac II <sup>2</sup>
Ketac-Fil <sup>2</sup>	Photac-Fil Quick <sup>2</sup>	Elan <sup>6</sup>	Filtek P60 <sup>4</sup>
Fuji II <sup>3</sup>		F2000 <sup>4</sup>	Tetric <sup>5</sup>
Fuji IX <sup>3</sup>		Freedom <sup>7</sup>	Revolution <sup>6</sup>
Vivaglass Fil <sup>5</sup>		Hytac <sup>2</sup>	Glacier <sup>7</sup>
Ionofil <sup>9</sup>		Luxat <sup>8</sup>	Admira <sup>9</sup>
Opusfil <sup>10</sup>		Glasiosite <sup>9</sup>	

<sup>1</sup> Dentsply, <sup>2</sup> Espe, <sup>3</sup> GC, <sup>4</sup> 3M, <sup>5</sup> Ivoclar, <sup>6</sup> Kerr, <sup>7</sup> SDI, <sup>8</sup> DMG, <sup>9</sup> Voco, <sup>10</sup> Schottlander.

## Свойства

### Высвобождение фторида

Как было отмечено, материалы, относящиеся к классу компомеров, обладают способностью высвобождать фторид в течение продолжительного периода времени. Однако по сравнению со стеклоиономерными цементами и модифицированным и полимером стеклоиономерными цементами компомеры имеют более низкую способность высвобождения фторида. Количественно высвобождение фторида подвержено высокой вариабельностью от одного продукта к другому; оптимальное высвобождение фторида, необходимое для создания антикариесогенных условий вокруг краев реставрации еще должно быть определено. Кроме того, местные условия могут иметь существенное влияние на количество высвобождаемого фторида, так как некоторые материалы в кислой окружающей среде будут более подвержены растворению, чем другие.

Все высвобождающие фторид пломбировочные материалы выдают достаточно высокие количества фторида в первые несколько недель, но постепенно его количество становится все меньше и меньше. Неизвестно, будет ли достаточным для обеспечения защиты от кариозной атаки убывающее количество высвобождаемого фторида в течение ряда лет экспозиции пломбы в среде полости рта. Было показано, что стеклоиономерные цементы имеют способность вторично поглощать фторид из среды полости рта и высвободить его на более поздней стадии. Таким образом реставрация может действовать как резервуар фторида, который регулярно восполняется при использовании местных фторсодержащих средств. Это может быть очень важным качеством для долгосрочного противокариозного действия стеклоиономерных цементов, и чего, как было показано, невозможно достичь с компомерами.

### Рабочие характеристики

Что делает материал удобным в работе — сложный вопрос, так как на рабочие характеристики материала влияют многие свойства, включая реологические, (например, текучесть и склонность к ползучести), липкость, рабочее время и время отверждения. Тем не менее, общее мнение практикующих врачей-стоматологов таково, что компомеры имеют хорошие рабочие характеристики, и их легко вносить в полость зуба без прилипания к инструментам, им легко придать необходимую форму, которую они держат.

### Адгезия

В отличие от обычных стеклоиономерных цементов и модифицированных полимером стеклоиономерных цементов, компомеры не имеют естественного сродства к эмали и дентину и должны использоваться в сочетании с дентинным адгезивом. Для упрощения работы при использовании такого адгезива, традиционно применяемого с композитами, рекомендуется не

проводить протравливание дентина и эмали. Это может несколько ослабить силу связи, и следует иметь в виду, что такое можно допустить только в условиях пломб, не испытывающих большие нагрузки. Некоторые компомеры поставляются со своим фирменным адгезивом, характеристики которого такие же, как и у самопротравливающих праймеров, приведенных в разделе 2.5.

### *Полимеризационная усадка*

Усадка по своему значению сходна с усадкой композитных полимеров (~2-2,5 об.%), водопоглощение также не сильно отличается от такового для полимерного композита, находясь в пределах 40 мкг/мм<sup>3</sup>. Компомеры отличаются от полимерных композитов по скорости включения воды. Как указывалось ранее в данной главе, диффузия воды через полимерную матрицу очень медленна, и требуется много лет для того, чтобы пломба из композита достигла равновесного содержания воды. В компомере гидрофильная полимерная матрица обеспечивает более быстрый путь для абсорбции воды, а равновесие для водопоглощения может быть достигнуто в течение нескольких дней, а не недель, месяцев или даже лет.

### **Клиническое значение**

Быстрое водопоглощение компомеров позволяет компенсировать полимеризационную усадку полимерной матрицы в течение нескольких дней и помогает снизить риск возникновения краевой щели.

### **Механические свойства**

Механические свойства компомеров в целом уступают полимерным композитам в прочности на сжатие, диаметральной прочности и прочности на изгиб. Это исключает их использование в ситуациях, где возможно действие высоких нагрузок, например, при восстановлении режцового края передних зубов. Устойчивость к износу у них выше, чем у стеклоиономерных цементах и модифицированных полимером стеклоиономерных цементах. Однако, при сравнении с полимерными композитами они имеют пониженную износостойкость. Это, возможно, связано с использованием более крупных частиц наполнителя, чем обычно применяют в полимерных композитах, в сочетании с недостаточно прочной пограничной связью между стеклянным наполнителем и полимером из-за протекающей окислительно-восстановительной реакции на этой границе.

### **Применение**

Для обеспечения выхода фторида из компомера приходится соглашаться с некоторым ухудшением механических свойств этих материалов по сравнению с полимерными композитами. Поэтому области применения компомеров отличаются от применения композитов. Фактически, показания для его применения не отличаются от показаний для стеклоиономерных цементах и модифицированных полимером стеклоиономерных цементах. Поскольку их механические свойства и износостойкость несколько хуже таковых у полимерных композитов, но лучше, чем у стеклоиономерных цементах и модифицированных полимером стеклоиономерных цементах, их использование возможно лишь при низких напряжениях (проксимальные полости, абразивно-эрозийные поражения, кариес временных зубов и временные пломбы постоянных зубов). В настоящее время компомеры относятся к группе широко применяемых пломбирочных материалов. Этому способствовали их высокие эстетические качества, сопоставимые с полимерными композитами, способность к высвобождению фторида, и простая процедура для образования адгезионного соединения с тканями зуба.

Однако в литературе были сообщения об избыточном гигроскопическом расширении компомеров. Это, по-видимому, происходит из-за высокого содержания в них гидрофильных полимеров. В то время, как такое свойство препятствует образованию краевой щели в полостях V класса, оно может способствовать разрушению керамических коронок, если компомер будет использован в качестве цемента для их фиксации.

### **Клиническое значение**

Компомеры предназначенные для фиксации не рекомендуется использовать для цельнокерамических реставраций.

### **ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ЛИТЕРАТУРА**

Asmussen EA (1983) Factors affecting the color stability of restorative resins. *Acta Odontol Scand* 41: 11—18

Asmussen EA (1985) Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. *Oper Dent* 10: 61

CDMIE (1986) The effects of blue light on the retina and the use of protective filtering glasses. *J Am Dent Assoc* 112: 533-535

Choi KK, Condon JR, Ferracane JL (2000) The effect of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 79: 812

Davidson CL, de Gee AJ (1984) Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63: 146-148

Eliades GC, Vougiouklakis G J , Caputo AA (1987) Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater* 3: 19-25

Freilich MA et al (1999) Composition, architecture and mechanical properties of fibre-reinforced composites. In: Freilich MA et al (eds) *Fibre-reinforced composites in clinical dentistry*, ch 2. Quintessence, Chicago

Gilbert JA (1987) Posterior composites: an ethical issue. *Oper Dent* 12: 79-81

Guggenberger R, Weinmann W (2000) Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent* 13: 82D

Hofmann N et al (2000) Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Invest* 4: 140

Lambrechts P, Braem M, Vanherle G (1987) Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentine adhesives. *Oper Dent* 12: 53—78

Leinfelder KF (1995) Posterior composite resins. *J Am Dent Assoc* 126: 663

Lutz F (1995) The postamalgam age. *Oper Dent* 20: 218

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Setcos JC (1984) In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 63: 914-920

Morin D, de Long R, Douglas WH (1984) Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J Dent Res* 63: 1075-1078

Omer OE, Wilson NF, Watts DC (1986) Radiopacity of posterior composites. *J Dent* 14: 178—179

Oysaed H, Ruyter IE (1986) Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 65: 1315-1318

Peutzfeldt A (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105: 97

Pires JAF et al (1993) Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int* 24: 517

Schmalz G (1998) The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials. *Eur J Oral Sci* 106: 696

Silikas N, Eliades G, Watts DC (2000) Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 16: 292

Soderholm KJ, Mariotti A (1999) BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc* 130: 201

Tarle Z, Meniga A, Ristic M et al (1998) The effect of photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil* 25: 436

Vallitu PK (1998) The effect of glass fibre reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 79: 125

Van Dijken JWV (1986) A clinical evaluation of anterior conventional, microfiller and hybrid composite resin fillings. *Acta Odontol Scand* 44: 357-367

Van Noort R (1983) Controversial aspects of composite restorative materials. *Br Dent J* 155: 380-384

Watts DC, Amer O, Combe EC (1984) Characterisation of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 156: 209-215