

Г. Г. ЧИСТЯКОВА, Н. В. ТЕРЕХОВА

**ПОЛИМЕРИЗАЦИЯ
КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ,
ПРИМЕНЯЕМЫХ В СТОМАТОЛОГИИ.
ПОЛИМЕРИЗАЦИОННЫЕ УСТРОЙСТВА**

Минск БГМУ 2024

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

Г. Г. ЧИСТЯКОВА, Н. В. ТЕРЕХОВА

**ПОЛИМЕРИЗАЦИЯ
КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ,
ПРИМЕНЯЕМЫХ В СТОМАТОЛОГИИ.
ПОЛИМЕРИЗАЦИОННЫЕ УСТРОЙСТВА**

Учебно-методическое пособие



Минск БГМУ 2024

УДК 616.314-74-085:615.46(075.8)

ББК 56.6я73

Ч-68

Рекомендовано Научно-методическим советом университета в качестве учебно-методического пособия 20.12.2023 г., протокол № 12

Р е ц е н з е н т ы: канд. мед. наук, зам. гл. врача по медицинской части Университетской стоматологической клиники С. В. Шульган; каф. эндодонтии Белорусского государственного медицинского университета

Чистякова, Г. Г.

Ч-68 Полимеризация композитных материалов, применяемых в стоматологии. Полимеризационные устройства : учебно-методическое пособие / Г. Г. Чистякова, Н. В. Терехова. – Минск : БГМУ, 2024. – 24 с.

ISBN 978-985-21-1526-1.

Представлены современные композитные материалы, их состав и особенности. Описаны процесс полимеризации композитов, полимеризационные стоматологические устройства, их виды, строение, преимущества и недостатки.

Рекомендовано для студентов 1–2-го курсов стоматологического факультета и медицинского факультета иностранных учащихся, обучающихся на русском языке по специальности «Стоматология».

УДК 616.314-74-085:615.46(075.8)

ББК 56.6я73

ISBN 978-985-21-1526-1

© Чистякова Г. Г., Терехова Н. В., 2024

© УО «Белорусский государственный медицинский университет», 2024

МОТИВАЦИОННАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ТЕМЫ

Тема занятия: «Полимеризация. Полимеризационные устройства. Способы уменьшения полимеризационной усадки».

Общее время занятий: 225 мин.

Восстановление твердых тканей зуба пломбировочными материалами имеет многовековую историю. За это время было много изменений в структуре материалов для более успешного их клинического использования. Однако и по сей день постоянно проводится научный поиск для уменьшения полимеризационной усадки и полимеризационного стресса, увеличения износостойкости и биосовместимости, совершенствования адгезивной техники, поиска альтернативных компонентов для органической матрицы, наполнителей и инициаторов полимеризации.

Цель занятия: изучить виды, устройство и технику эксплуатации полимеризационных аппаратов; освоить методы снижения полимеризационной усадки композитных материалов.

Задачи занятия. После занятия студент должен:

- научиться выбирать фотополимерные композитные материалы для пломб согласно классификации и применению;
- уметь работать с различными полимеризационными устройствами;
- знать методы снижения полимеризационной усадки композитных материалов.

Контрольные вопросы из смежных дисциплин:

1. Понятие о биологической совместимости стоматологических материалов и тканей зуба.
2. Физические свойства стоматологических материалов.
3. Химические свойства стоматологических материалов.

Контрольные вопросы по теме занятия:

1. Стоматологические полимеризационные лампы (виды, строение, характеристика, преимущества и недостатки).
2. Ошибки при работе с полимеризационными устройствами.
3. С-фактор. Способы уменьшения полимеризационной усадки.

Задания для самостоятельной работы. Для подготовки к занятию студенту необходимо повторить учебный материал из смежных дисциплин, затем ознакомиться с учебным материалом данного учебно-методического пособия. Для более эффективного усвоения материала студенту рекомендуется вести записи вопросов и замечаний, которые впоследствии можно выяснить в ходе самостоятельной работы с литературой или на консультации с преподавателем.

Для самоконтроля усвоения темы рекомендуется использовать тестовые задания, представленные после учебного материала. Завершают работу над темой контрольные вопросы, ответив на которые студент может успешно подготовиться к занятию.

ВВЕДЕНИЕ

В современной стоматологии постоянно совершенствуются существующие и внедряются в практику новые подходы к лечению кариеса и восстановлению разрушенных тканей зубов. Сегодня создание качественных и высоко эстетичных прямых реставраций твердых тканей зубов невозможно без использования светоотверждаемых пломбировочных материалов, в частности композитов.

Композитные материалы с успехом удовлетворяют как возросшие требования населения к эстетике реставраций, так и постоянно увеличивающиеся запросы врачей-стоматологов. Особую популярность они приобрели благодаря широкой гамме цветовых оттенков, возможности моделировки и послойного нанесения, длительному рабочему времени. Их используют в своей практике как стоматологи-терапевты для реставрации некариозных и кариозных полостей всех классов по Блэку, так и стоматологи-ортопеды для восстановления облицовочных покрытий из пластмассы и керамики, создания культи зуба, фиксации керамических и композитных вкладок. В ортодонтической практике их применяют для фиксации брекетов.

Однако использование даже таких современных и перспективных материалов, как фотокомпозиты, не решает всех существующих проблем при реставрации твердых тканей зубов. Нарушение краевого прилегания реставраций, которое со временем приводит к появлению дефектов на границе «пломба – зуб» и развитию вторичного кариеса, неполная конверсия композитов и наличие в реставрациях остаточного мономера, ведущее к развитию аллергических реакций, — проблемы, остающиеся актуальными до сих пор.

Кроме самих материалов, на качество создаваемых композитных реставраций влияют технические характеристики используемых фотополимеризационных устройств и методики их применения. В научной литературе содержатся противоречивые данные о влиянии таких факторов, как интенсивность исходящего светового потока, продолжительность экспозиции, толщина слоя материала и его цвет, расстояние от световода до поверхности засвечивания, температура окружающей среды и характеристики самого отверждаемого материала на результативность восстановления твердых тканей зубов.

ОСОБЕННОСТИ КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Композитными материалами, или композитами, называют вещества, состоящие из нескольких разнородных составных частей. В стоматологии композитами принято называть вещества, состоящие из полимерной органической матрицы, неорганического наполнителя, составляющего более 50 % по массе, и связующего слоя (силана), благодаря которому наполнитель вступает в химическую связь с полимерной матрицей.

В начале 60-х гг. в США впервые был разработан и описан доктором R. I. Bowen композитный материал, который отличался от предшествующего

поколения — акриловых пластмасс — своим составом: в качестве мономера применялся новый мономер Bis-GMA, синтезированный из эпоксидной смолы и сложных эфиров метакриловой кислоты, в качестве наполнителя — мелкодисперсный кварц, а силаны выступали как связующее вещество.

Первое поколение композитов отличалось удовлетворительными физико-химическими свойствами, незначительной усадкой, адгезивными свойствами к тканям зуба, плотным краевым прилеганием. Длительные клинические наблюдения выявили основной недостаток первого поколения композитов — значительное изменение цвета пломбировочного материала в условиях полости рта. Эту проблему удалось решить в 70-е гг. внедрением в стоматологическую практику микрофилированных композитов. Созданный материал демонстрировал высокую цветоустойчивость, широкий выбор цветов и естественный блеск эмали. Эти преимущества материала позволили применять его для эстетического и функционального восстановления фронтальных зубов.

Особенности современных композитных материалов:

- высокая механическая прочность;
- образование химической связи с зубными тканями (эмалью, дентином, цементом);
- склеивание материалов фрагментами (композит – композит, композит – компомер, композит – стеклоиономерный цемент и т. д.);
- биологическая толерантность материалов (адгезивные системы 3–5-го поколения, высокая степень полимеризации, выделение фтора в окружающие зубные ткани);
- идентичность с естественными зубными тканями за счет физических свойств (прочности, термометрического расширения, цвета, непрозрачности, стойкости к истиранию, водопоглощения);
- стабильность и отсутствие растворимости в ротовой жидкости;
- возможность восстановления зубов с дефектами различной формы и происхождения (нет необходимости проводить классическую препаровку по G. V. Black).

Принципиальным отличием композитов от пластмасс является наличие третьего компонента, соединяющего разнородные по химической структуре вещества (матрицу и наполнитель) в единый материал.

Композиты, предназначенные для пломбирования передних зубов, могут быть не рентгеноконтрастными, большинство же этих материалов рентгеноконтрастны. Практически все современные композиты применяются в сочетании с адгезивными системами.

Общая проблема всех композитов — усадка, возникающая вследствие полимеризации и составляющая примерно 2–5 об.%. С целью профилактики отслаивания композитного материала от стенок кариозной полости и образования краевой щели особое внимание следует уделять эмалево-дентиновым адгезивным системам, которые являются связующим звеном между гидрофобными материалами и гидрофильными тканями зуба.

Основными составными компонентами композитных пломбировочных материалов являются органический мономер и неорганические наполнители. Кроме них, в состав входят инициаторы полимеризации, стабилизаторы, красители и пигменты, определяющие качество композитов.

СОСТАВ КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ

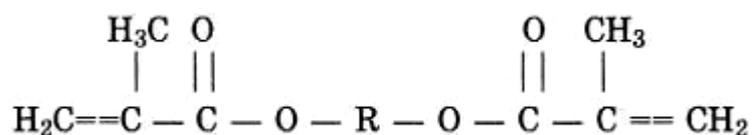
ОРГАНИЧЕСКАЯ МАТРИЦА

Органическая матрица (фаза) определяет пластичность композита, его адгезивные свойства, биосовместимость, оказывает влияние на прочность, цветостабильность, степень полимеризации материала. От объема органического вещества зависят величина усадки и другие характеристики.

В качестве органической матрицы композитных материалов используют мономер Bis-GMA. Этот мономер обладает большой молекулярной массой, способен образовывать очень длинные цепочки, которые «охватывают» частички наполнителя. Он твердеет при комнатной температуре и при наличии катализатора всего за 3 мин. Полимеризационная усадка составляет 5 %. Bis-GMA составляет основу почти всех современных стоматологических композитов. Для придания композитам определенных свойств используют также модификации Bis-GMA, такие как UDMA, TEGDMA и др. Некоторые производители используют в качестве основы органической матрицы олигометакрилаты. В состав органической матрицы входят также инициаторы и ингибиторы полимеризации, катализаторы, поглотители ультрафиолетовых лучей, некоторые другие вещества. Для изготовления композитов используются многофункциональные, чаще всего бифункциональные, метакрилаты.

Упрощенно мономер представляется формулой MA-R-MA, в которой MA обозначает остаток эфира метакриловой кислоты, а R является органическим промежуточным звеном.

Структура метакрилата:



Обычно органическая матрица базируется на метакриловых мономерах типа Bis-GMA (или мономер Bowen), этоксилированный Bis-GMA (EBPDMA), UDMA, TEGDMA.

Современные коммерческие восстановительные композиты содержат смеси различных сшивающих диметакрилатов, наполнителей, иницирующих систем и специальных добавок. Исследования по модификации составов композитов сосредоточены в направлении минимизации последствий полимеризационной усадки, улучшения биосовместимости, износостойкости и технологичности применения. Эти свойства достигаются при использовании новых сшивающих мономеров и оптимизации размера, формы и состава частиц наполнителя.

НЕОРГАНИЧЕСКИЕ НАПОЛНИТЕЛИ

Именно наполнитель для композитных стоматологических материалов обуславливает такие их свойства, как прочность, усадка, водопоглощение, устойчивость к истиранию, рентгеноконтрастность, цветостабильность.

Существует принципиальная разница в определении количества наполнителя по массе и по объему. Неорганический наполнитель тяжелее жидкого мономера, поэтому его массовая доля всегда превышает объемную на 10–15 %.

Физические свойства композита лучше всего характеризует показатель объемного соотношения матрицы и наполнителя. Именно от объема органического вещества зависит величина усадки и другие характеристики. При сравнении материалов необходимо учитывать однотипные показатели.

Размер частиц наполнителя может варьировать от 0,01 до 45 мкм. Однако крупные частицы образуют шероховатую, лишенную блеска поверхность, способствуют повышенной истираемости пломбы. Маленькие частицы позволяют сделать композит полируемым, более устойчивым к истиранию, однако при этом ухудшаются основные физические показатели, такие как прочность, водопоглощение, цветостабильность. Для сохранения пластичности и прочности все частицы наполнителя должны быть «окутаны» органической матрицей.

Форма частиц наполнителя также оказывает огромное влияние на свойства композита. Так же, как и в амальгаме, игольчатый нерегулярный наполнитель становится основой высокой прочности, а окатанный круглый позволяет композиту лучше полироваться, делает его более пластичным.

ПОВЕРХНОСТНО-АКТИВНЫЕ ВЕЩЕСТВА (СИЛАНЫ)

Связующий слой чаще всего представлен силаном, который наносится на поверхность неорганического наполнителя в заводских условиях еще до смешивания с органической частью. Силан — это кремнийорганическое соединение, биполярный связующий агент. Он образует химическую связь, с одной стороны, с неорганическим наполнителем, а с другой — с органической матрицей. За счет такой связи структура композита становится однородной, повышаются его прочность и износостойкость, снижается водопоглощение.

ПОЛИМЕРИЗАЦИЯ КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Полимеризация — это процесс образования высокомолекулярного вещества путем многократного присоединения молекул низкомолекулярного вещества к активным центрам в растущей молекуле полимера. Молекула мономера, входящая в состав полимера, образует так называемое мономерное звено.

Полимеризация, происходящая под действием света, называется *фотополимеризацией*.

Полимеризация композитного стоматологического материала происходит вследствие соединения молекул мономеров друг с другом при помощи активных ионов кислорода и свободных радикалов. Образование свободных радикалов осуществляется под действием тепла, химической и фотохимической реакции.

В композитах *химического отверждения* для активации используется инициаторная система, состоящая из перекиси бензоила, активируемого третичными ароматическими аминами.

Важным моментом в истории развития композитов является внедрение совершенно новых инициаторных систем полимеризации, позволяющих проводить полимеризацию материала под воздействием энергии световых лучей.

В фотополимерах для образования свободных радикалов из фотоинициатора применяется внешняя световая энергия. Под воздействием света он подвергается фотофрагментации с образованием активных радикалов, имеющих сродство к мономерам (рис. 1).



Рис. 1. Схема полимеризации композитного материала свободными радикалами

Во время фотофрагментации полимеризация может ингибироваться кислородом, так как реактивность кислорода к радикалам выше, чем у мономеров. Вследствие этого на поверхности композита, контактирующего с кислородом, образуется слой недополимеризованного материала (слой, ингибированный кислородом), толщина которого зависит от глубины диффузии кислорода. Некоторые вещества, обладающие подобной активностью, могут также присоединяться к активным группам молекул мономера вместо кислорода, но при этом цепочка образования полимера прерывается, поскольку к такой молекуле не присоединяются следующие молекулы мономеров. Следовательно, такие вещества ингибируют реакцию полимеризации композитного материала. Подобными свойствами обладает эвгенол — вещество из группы фенолов; он более активно, чем бисфенол, соединяется посредством кислорода с глицидилметакрилатом.

При полимеризации композита выделяют 2 фазы усадки:

– догелевую — на данном этапе материал еще податливый, компенсация напряжения происходит за счет деформирования свободной поверхности пломбы;

– постгелевую — на данном этапе никакой компенсации достичь невозможно.

Сегодня все разработки методик по минимизации полимеризационной усадки направлены на удлинение догелевой фазы в ущерб постгелевой. Самой короткой догелевой фазой усадки обладают материалы светового отверждения, наиболее длительной — самотвердеющие. Скорость реакции полимеризации напрямую влияет на величину напряжения в материале, и в композитах химического отверждения оно меньше.

Полимеризационная усадка и полимеризационный стресс — одни из главных недостатков современных композитов. На первый взгляд разница между понятиями полимеризационной усадки и полимеризационного стресса не видна. Мы стремимся найти материал с низкой полимеризационной усадкой, предполагая, что это решит все проблемы. Однако те отрицательные последствия, которые создаются усадкой, являются лишь следствием полимеризационного стресса материала.

ПОЛИМЕРИЗАЦИОННЫЕ УСТРОЙСТВА В СТОМАТОЛОГИИ

Стоматологическая полимеризационная лампа — это одно из основных устройств, используемых в восстановительной стоматологии. Устройство генерирует яркий свет, который инициирует полимеризацию композитных материалов на основе светоотверждаемых смол. Современные светоотверждаемые композиты чувствительны к видимому свету с *длиной волны* 350–600 нм. Лампы различаются техническими характеристиками и конструктивными особенностями формы прибора, определяющими удобство работы с ними. Современные полимеризаторы оснащаются регулятором длины волны потока. У галогенных, плазменно-дуговых и лазерных моделей регулировка длины волны осуществляется в диапазоне от 410 до 490 нм. У светодиодных ламп спектр изменения длины волны более узкий. Поэтому, выбирая светодиодное устройство, следует ориентироваться на то, какие фотоинициаторы содержатся в используемом материале. От *мощности потока света* зависит, насколько хорошо будут затвердевать материалы. Оптимальной рабочей мощностью потока света считается величина 450 Вт. Чем выше *плотность рассеиваемой мощности*, тем быстрее и глубже будет происходить процесс отвердевания материала. Минимальная величина должна составлять 1000 мВт/см².

В зависимости от источника питания полимеризационные лампы для стоматологических работ выпускают в 2 конфигурациях:

1. Проводные (стационарные). Такие лампы встраиваются непосредственно в стоматологическую установку. Поэтому при их выборе важно обратить внимание на совместимость лампы и установки. Главным достоинством стационарных моделей является то, что их не нужно заряжать. Их работа осуществляется от сети.

2. Беспроводные (портативные). Данные полимеризаторы компактны и имеют небольшой размер и вес. Они более удобны в эксплуатации, так как

не имеют проводов. По функционалу беспроводные модели не уступают проводным. Однако их нужно периодически заряжать. От емкости аккумулятора будет зависеть, насколько долго можно будет работать с лампой до ее разрядки. Поэтому рекомендуется выбирать прибор с емким аккумулятором или модель, которую можно будет продолжить использовать во время зарядки.

Существует 4 вида полимеризационных ламп, каждая из которых имеет свои особые характеристики:

- 1) галогенные лампы;
- 2) светодиодные лампы (LED);
- 3) дуговые плазменные лампы;
- 4) лазерные лампы.

ГАЛОГЕННЫЕ ЛАМПЫ

Галогенная лампа — лампа накаливания, состоящая из вольфрамовой нити, запечатанной в компактную прозрачную колбу, заполненную смесью инертного газа с небольшим количеством галогена, такого как йод или бром. Свет получают с помощью тонкой вольфрамовой нити, через которую течет электрический ток. В этот момент вольфрамовая нить представляет собой некий резистор. Далее этот резистор нагревается до температуры около 3000 К, становится раскаленным и испускает инфракрасное и электромагнитное излучение в виде видимого синего света с длиной волны между 400 и 500 нм и интенсивностью 400–600 мВт/см². Маленькая стеклянная колба может быть заключена в большую по объему внешнюю стеклянную колбу для большей комплектации; температура внешней колбы будет намного ниже и безопаснее, также она дает возможность защитить горячую лампу от вредного загрязнения. Для передачи синего спектра излучения от галогенной лампы к пломбирочному материалу необходим световод волоконный или монолитный. Свет, пройдя по волоконно-оптическому кабелю, выделяется на кончике световода. Наибольшая интенсивность света располагается по центру световода, а загрязнение торцевой части световода пломбирочным материалом и механические повреждения (сколы, трещины) вызывают рассеивание света, уменьшая его мощность. Поэтому кончик световода должен быть чистым. Также необходимо периодически измерять мощность света с помощью встроенного или автономного радиометра. Возможна трансформация рабочих характеристик, приводящая к понижению основных показателей лампы: снижается энергетическая светимость исходящего потока с повышением удельной мощности ультрафиолетового и инфракрасного излучения, что может привести к повреждению кожи рук врача и ассистента.

Преимущества галогенной лампы:

- относительно невысокая стоимость устройства и расходных материалов;
- изученное действие и большой опыт использования прибора;
- излучает широкий диапазон длин волн света (400–500 нм), благодаря чему способна фотополимеризовать широкий спектр светоотверждаемых стоматологических материалов.

Недостатками являются:

- долгое время облучения материала (до 40 с);
- большое энергопотребление;
- ограниченный эффективный срок службы лампы (40–100 ч);
- интерференционный фильтр требуется регулярно заменять (минимум 1 раз в год). Полосовые фильтры используются для получения синего света, в то время как оставшееся излучение света является внешней энергией и рассеивается в виде тепла, что приводит к ухудшению состояния составляющих колбы с течением времени и снижению эффективности отверждения;
- высокое тепловыделение — необходимо наличие встроенного охлаждающего вентилятора из-за увеличения тепловой составляющей, которая может приводить к перегреву пульпы;
- повышенный шум из-за охлаждающего вентилятора;
- инфракрасный компонент светового потока — при длительном воздействии может вызвать ожог и некроз пульпы;
- под влиянием теплового излучения ухудшаются физические характеристики фотоматериалов, содержащих инициатор камфорохинон, а также изменяется процесс фотополимеризации, что приводит к ухудшению характеристик пломбировочного материала и клинических и эстетических параметров реставрации.

К наиболее популярным галогенным стоматологическим фотополимеризационным устройствам относятся: «Астролюкс» (Россия), «Aurora-200», «Optilux-150», «Polofil Lux», «Megalux CS» и др.

Стоматологическое галогенное фотополимеризационное устройство (рис. 2) состоит из следующих основных узлов:

- блок питания;
- блок управления процессом полимеризации;
- галогенная лампа накаливания;
- селективный светофильтр;
- световод;
- система отвода тепла.

В качестве дополнительных узлов можно назвать защитные экраны и колпачки, приборы контроля интенсивности светового потока — радиометры.

Блок управления процессом полимеризации позволяет выполнять следующие функции: устанавливать время выключения полимеризационного света через 10–90 с, включать режим непрерывной полимеризации.

Галогенная лампа накаливания является важнейшим структурным элементом у большинства фотополимеризаторов, она имеет мощность 75 Вт. Для пропускания света в диапазоне 400–500 нм имеется *селективный светофильтр*.



Рис. 2. Галогенное фотополимеризационное устройство

Световод фотополимеризатора предназначен для подведения светового потока к полимеризуемому материалу. Выпускаются следующие разновидности световодов:

- стандартные — изогнутые под углом 60° ;
- прямые — большого диаметра;
- дуал — для одновременного подведения светового потока к разным поверхностям зуба;
- турбо — для усиления мощности светового потока;
- мини;
- гибкие;
- одноразовые — для пациентов группы риска.

Система отвода тепла большинства галогенных фотополимеризационных устройств обеспечивается вентилятором принудительного охлаждения. Система принудительного охлаждения может работать по 2 принципам:

- постоянно с момента включения фотополимеризатора в сеть;
- включаться и выключаться при достижении установленных значений температуры в корпусе лампы.

Для оценки состояния светофильтра и световода большое значение имеют 2 основные характеристики полимеризационного света:

- 1) *энергетическая светимость* — плотность мощности светового потока, отвечающая за полноту процесса полимеризации пломбировочного материала;
- 2) *инфракрасная составляющая* — плотность мощности теплового потока, чрезмерная величина которой может привести к тепловому повреждению пульпы.

Общепринятыми оптимальными показателями плотности мощности светового потока считают величину не менее 300 мВт/см^2 , а плотность мощности теплового потока не должна превышать 50 мВт/см^2 . Необходимо, как минимум, еженедельно проверять параметры работы галогенного фотополимеризационного устройства, по результатам которых проводить сервисное обслуживание.

Полимеризация протекает в 2 стадии: светлая реакция, проходящая во время освещения, и темная реакция, продолжающаяся после прекращения освещения как минимум 24 ч. Считается, что на 50 % отверждение происходит во время светлой реакции, на 40 % — в последующие 24 ч и на 10 % — в течение следующих 10 дней.

При фотополимеризации композитного материала световод должен быть максимально приближен к пломбе, но не касаться ее. Максимальное расстояние от световода до пломбы — 3 мм. Максимальная толщина порции композитного материала — 2 мм.

ПЛАЗМЕННО-ДУГОВЫЕ ЛАМПЫ

В 1998 г. были разработаны плазменно-дуговые лампы. В них используется источник света высокой интенсивности — люминесцентная лампа, содержащая плазму.

Плазменно-дуговые лампы применяют для отверждения композитов на основе синтетических смол и для отбеливания зубов. Обычно плотность их теплового потока более 2000 мВт/см^2 , а длина волны составляет 380–350 нм. Большинство стоматологических плазменно-дуговых ламп имеют несколько различных режимов освещения, включая ступенчатый и отбеливающий. Отверждение часто завершается менее чем за 5 с. Некоторые устройства имеют встроенный радиометр для обеспечения оптимального использования энергии, а различные регулярные и турбонаконечники позволяют выполнять процедуры отверждения или отбеливания любого количества зубов одновременно.

Преимуществами дуговых плазменных ламп являются:

- высокая мощность (способствует быстрому отверждению);
- широкий спектр излучения.

Недостатки данных полимеризационных ламп:

- большие и громоздкие (больше, чем галогенные лампы);
- слабый тип освещения;
- требуется фильтрация;
- выработка тепла требует вентилятора.

СВЕТОДИОДНЫЕ ЛАМПЫ

Светодиодные лампы (LED) — источники света, основанные на светодиодах. Светодиод (или светоизлучающий диод) — полупроводниковый прибор с электронно-дырочным переходом, создающий оптическое излучение при пропускании через него электрического тока в прямом направлении.

Излучаемый светодиодом свет лежит в узком диапазоне спектра. Иными словами, его кристалл изначально излучает конкретный цвет, в отличие от лампы, излучающей более широкий спектр, где нужный цвет можно получить лишь применением внешнего светофильтра. Диапазон излучения светодиода во многом зависит от химического состава использованных полупроводников.

За последние несколько лет было разработано несколько поколений светодиодных светоотверждающих установок.

Светодиодные лампы 1-го поколения были низкоинтенсивными и не полностью отверждали материалы. Диоды были предназначены для активации инициатора камфорохинона, излучали волны длиной около 460 нм. Однако альтернативные фотоинициаторы, используемые в ультрасветлых цветах и полупрозрачных оттенках композитов, а также в герметиках и связующих веществах, не активируются этими блоками «синего света».

Светодиодные светоотверждающие установки 2-го поколения (bluephase, Elipar Freelight 2, L. E. Demetron 1, radii, Allegro, SmartLite iQ, The CURE) имеют один мощный диод с несколькими зонами излучения. Эти блоки имеют большую площадь поверхности излучения и высокую выходную энергию.

Светодиодные светоотверждающие установки 3-го поколения (UltraLume 5) имеют 2 или более диодные частоты и излучают свет в различных диапазонах для активации камфорохинона и альтернативных фотоинициаторов.

Преимуществами светодиодных ламп являются:

– срок службы светодиодов — более 10 000 ч. Свет практически не страдает от снижения выработки энергии по мере старения устройства;

– эффективный узкий спектр излучения света — приводит к очень небольшому тепловыделению и исключает необходимость в вентиляторах или фильтрах;

– относительно низкое энергопотребление — делает эти устройства пригодными для беспроводной переноски (то есть для работы от аккумулятора).

Недостатком этих полимеризационных ламп является то, что они не могут отверждать материалы, содержащие нестандартные альтернативные фотоинициаторы, такие как люцерин или 1-фенил-1,2-пропандион.

У светодиодных ламп большое внимание уделяют конструкции световода. Наиболее предпочтительно строение световода, обеспечивающее изгиб под углом 90° и небольшую длину для легкого интраорального доступа, а также для обеспечения необходимой мощности излучения для фотополимеризации реставрации.

В настоящее время производится 2 вида световодов — моноволоконные (рис. 3) и мультиволоконные (рис. 4).



Рис. 3. Светодиодная полимеризационная лампа



Рис. 4. Светодиодный полимеризационный бокс

Мультиволоконный световод применяется намного чаще и всегда имеет черную, коричневую или непрозрачную поверхность. Эти световоды имеют существенное преимущество в том, что свет появляется только на наконечнике и, следовательно, нет потерь по мере его прохождения. Это имеет

огромное значение в отношении галогенных ламп, которые всегда рассеивают немного ультрафиолетового света, но менее важно в отношении LED-излучателей. Выбор в данном случае основан на удобстве применения. Недостатком является снижение активной поверхности, поскольку каждое волокно имеет темную непроводящую поверхность. Поскольку снижение площади активной поверхности может снижать мощность лампы на 20 %, в miniLED предпочтение отдано моноволоконному световоду.

У моноволоконных световодов поверхность редко бывает черной (они похожи на стеклянную палочку). Их недостатком является относительное неудобство для оператора, к которому, правда, легко приспособиться. Преимуществом же является освещение внутренней поверхности рта, что снижает световой контраст между зубом и почти темной ротовой полостью.

Имеются 3 основных режима полимеризации:

1) *режим быстрого отверждения* — скоростной. Он продуцирует максимальный свет за минимальное время. Для него характерно возникновение максимальных усадочных напряжений. Этот режим можно применять при послойном внесении композита, используя при этом слои меньшей толщины;

2) *режим «мягкого» старта* — наиболее медленный. Он дает наибольшее снижение внутренних напряжений в массе композита. Для этого интенсивность света медленно увеличивается, пока не достигнет плато, что даст молекулам время занять позицию и оптимизировать свое соединение. Это приводит к более высокому процентному показателю полимеризации;

3) *промежуточный режим* — импульсный. Он основан на применении системы импульсного лазера. Фаза с отсутствием света (между двумя импульсами) обеспечивает репозицию молекулы так же, как и при «мягком» режиме, но менее эффективно. В смысле соотношения времени и качества режим представляет хороший компромисс.

Все перечисленные режимы (скоростной, «мягкий» и импульсный) реализованы в miniLED.

Преимущества использования в качестве источника света LED-излучателя:

– спектр излучения LED практически совпадает со спектром поглощения камфорохинона — высокий КПД;

– не требуется периодическая замена излучателя;

– стабильность светового потока во времени;

– спектр излучения не имеет тепловой составляющей, что исключает возможность перегрева твердых тканей зуба, периодонта, а также фотокомпозитного материала;

– отсутствие вентилятора и, как следствие, шума и вибрации;

– низкая потребляемая мощность — возможность применения аккумуляторов, беспроводных конструкций.

Недостатки LED-лампы:

– из-за сужения спектра излучения светодиода по отношению к нормированному на сегодня спектру галогенных ламп возможно повышение требований к чистоте фотоинициатора (камфорохинона);

- необходимость замены аккумулятора через 1–1,5 года эксплуатации — особенность беспроводной конструкции;
- относительно высокая цена, постоянно уменьшающаяся по мере совершенствования технологий производства;
- спектр излучения галогенной лампы несколько шире (400–500 нм), чем светодиодов (460–475 нм).

ПЛАЗМЕННЫЕ ПОЛИМЕРИЗАТОРЫ



Рис. 5. Плазменная фото-полимеризационная лампа

Источником излучения в плазменных полимеризаторах (рис. 5), как правило, является мощная ксеноновая лампа, которая также излучает в «зауженном» спектре, хотя и не в таком узком, как светодиодные лампы (соответственно, выделение тепла также больше).

За счет высокой мощности полимеризация происходит еще быстрее, чем в случае с LED-полимеризаторами (некоторые исследователи рапорту-ют о 10-кратном, другие — о 2-кратном различии).

Еще одним преимуществом является то, что большинство таких излучателей имеют встроенный автокалибратор, что гарантирует неизменную мощность излучения.

ЛАЗЕРНЫЕ ЛАМПЫ

Аргоновая лазерная лампа, активной средой которой является газооб-разный аргон, излучает свет на 2 длинах волн (рис. 6). Синий свет с длиной



Рис. 6. Лазерный аппарат

волны 488 нм обычно используется для инициирования полимеризации восстано-вительных композитных материалов. Сине-зеленый свет с длиной волны 514 нм имеет максимальную поглощающую способность в тканях, состоящих из пигментированных молекул, таких как гемосидерин и меланин. Обе длины волны аргонового лазера плохо поглощаются непигментированными и твердыми тканями. Этот лазер часто ис-пользуется для композитных реставраций 2-го класса, контроля кровотечения в дес-

невой хирургии, а также для обнаружения трещин и разрушения на поверх-ности зубов с использованием техники трансиллюминации.

Преимуществами лазерных ламп являются:

- быстрое отверждение;
- отличная коллимация света.

Недостатки лазерных ламп:

- дороговизна;
- ограничен спектр излучения;
- не практичны для ежедневного отверждения материалов.

ОШИБКИ ПРИ РАБОТЕ С ФОТОПОЛИМЕРИЗУЮЩИМИ УСТРОЙСТВАМИ

Все ошибки, возникающие при работе с фотополимеризующими устройствами, можно разделить на следующие группы:

- 1) связанные с приборами для фотополимеризации;
- 2) связанные с методикой полимеризации.

Ошибки в работе с фотополимеризующими устройствами могут приводить к следующим осложнениям:

– отрыв пломбировочного материала от стенок полости зуба и микроподтекание на границе «пломба – зуб», возникающие вследствие полимеризационной усадки материала (которая может составлять от 2 до 4 об.%), а как следствие — рецидив кариеса и его осложнения;

– повышенное содержание непрореагировавшего мономера композита (максимальная конверсия композита происходит на 75–80 %), приводящее к токсическому воздействию на пульпу зуба, ткани периодонта и слизистую оболочку ротовой полости, а также к общей алергизации организма;

– жалобы пациентов на постпломбировочные боли в зубе, возникающие вследствие дебондинга и морфологических изменений в пульпе зуба, наступающих в результате нарушения методики полимеризации и под воздействием инфракрасной тепловой составляющей светового потока у галогенных полимеризаторов);

– ухудшение механических характеристик пломбировочного материала (пластичность, твердость), в результате чего наблюдается заметное ухудшение клинических и эстетических параметров реставрации;

– сухость в ротовой полости после длительного воздействия активирующей лампы, например при выполнении больших реставрационных работ, при отбеливании зубов, что связывают с повреждающим влиянием света на малые слюнные железы;

– наличие ультрафиолетового и инфракрасного («паразитных») излучений может привести к развитию конъюнктивита, атрофии сетчатки глаза, помутнению хрусталика, ожогам роговицы пациента, врача и его помощника, к повреждению кожи рук врача и ассистента, придерживающего и направляющего световод.

Профилактика полимеризационной усадки, связанной с приборами для фотополимеризации (типом фотоинициатора, его концентрацией и длиной волны, со скоростью полимеризации), состоит в следующем:

1. Использование специальных полимеризационных ламп с «мягким» стартом (Soft-start polymerization), у которых интенсивность излучаемого света

первоначально весьма низкая (100–150 мВт/см²), но постепенно увеличивается до 700–800 мВт/см². Лампы, обеспечивающие продление догелевой фазы полимеризации, можно разделить на 3 группы в соответствии с используемым принципом увеличения интенсивности излучения до максимальной величины:

- с быстрым увеличением интенсивности;
- постепенным увеличением интенсивности;
- продленным увеличением интенсивности.

2. Трансдентальное засвечивание в качестве первого этапа полимеризации пломбы. При этом интенсивность излучаемого света после прохождения им зубных тканей несколько ослабевает. Однако на втором этапе пломбу всегда необходимо подвергнуть непосредственно прямому тщательному излучению достаточной интенсивности.

Напряжение, возникающее в местах контакта материала и стенок зуба, бывает настолько большим, что может привести к нежелательным последствиям в виде фразтур и «белых линий», дебондинга реставраций, микроподтеканий, постоперационной чувствительности.

Факторами, которые способствуют возникновению этих напряжений, являются:

- геометрия полости, в основном характеризующаяся тем, что называют «фактором конфигурации» или «С-фактором»;
- состав композитного материала;
- процент конверсии мономеров, то есть более или менее полная реакция полимеризации;
- способ светового облучения.

ФАКТОР КОНФИГУРАЦИИ (С-ФАКТОР)

С-фактор является одним из главных параметров напряжений, вызванных полимеризацией. Он соответствует соотношению числа «связанных» поверхностей композитного материала (которые находятся в контакте с зубом) к числу «несвязанных» (свободных) поверхностей (которые не находятся в контакте с зубом) (рис. 7).

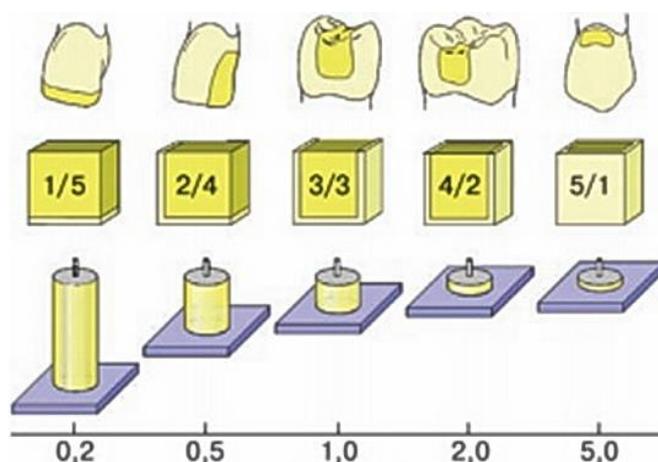


Рис. 7. С-фактор (отношение «связанных» поверхностей к «несвязанным»)

Если представить объем композита в виде куба, не имеющего контакта ни с одной поверхностью (все стороны свободны), то текучесть возможна во всех направлениях и имеется минимальный риск развития напряжения. В таком случае С-фактор равен 0. Если 1 из 6 сторон куба имеет контакт с поверхностью объекта, то 5 поверхностей составляют свободную область, и С-фактор в таком случае равняется 0,2. Стресс в области контакта невелик. Если куб 2 поверхностями из 6 контактирует с объектом, то С-фактор равен 0,5.

Для того чтобы уменьшить риск осложнений, связанных с полимеризационной усадкой и полимеризационным стрессом реставраций из композитных материалов, где невозможно перераспределение возникающих напряжений (или возможно лишь в малой степени) окружающими тканями (как в полостях I и V класса по Блэку), рекомендуется использовать методики комбинирования материалов и методики внесения и компактизации композитов.

САМОКОНТРОЛЬ УСВОЕНИЯ ТЕМЫ

- 1. Оптимальной рабочей мощностью потока света считается величина:**
а) 450 Вт; б) 750 Вт; в) 1000 Вт.
- 2. Максимальное расстояние от световода полимеризационной лампы до пломбировочного материала во время полимеризации:**
а) 0,5 мм; б) 2 мм; в) 4 мм.
- 3. В основе полимеризации лежит реакция:**
а) присоединения; б) разложения; в) обмена.
- 4. Максимальная толщина порции традиционного фотополимера для адекватной полимеризации:**
а) 0,5 мм; б) 2 мм; в) 4 мм.
- 5. Реакция фотополимеризации композитных материалов происходит со смещением:**
а) к центру пломбы;
б) к окклюзионной поверхности;
в) к источнику света.
- 6. В каком диапазоне у галогенных, плазменно-дуговых и лазерных полимеризаторов осуществляется регулировка длины волны:**
а) от 410 до 490 нм;
б) от 510 до 550 нм;
в) от 700 до 800 нм?
- 7. Для какого режима полимеризации характерно возникновение максимальных усадочных напряжений:**
а) промежуточного;
б) быстрого отверждения;
в) «мягкого» старта?

8. Укажите виды полимеризационных ламп:

- а) галогенные;
- б) светодиодные (LED);
- в) дуговые плазменные;
- г) лазерные.

9. Стоматологические галогенные фотополимеризационные устройства состоят из следующих основных узлов:

- а) блок питания;
- б) блок управления процессом полимеризации;
- в) галогенная лампа накаливания;
- г) селективный светофильтр;
- д) световод;
- е) система отвода тепла;
- ж) все вышеперечисленное.

10. Укажите преимущества галогенной лампы:

- а) относительно невысокая стоимость устройства;
- б) многолетний опыт использования;
- в) излучают широкий диапазон длин волн света.

11. По сравнению с другими видами полимеризационных ламп излучаемый светодиодом свет лежит в диапазоне спектра:

- а) узком; б) более широком.

12. Недостаток светодиодных полимеризационных ламп:

- а) высокая стоимость;
- б) не могут отверждать материалы, содержащие нестандартные альтернативные фотоинициаторы;
- в) энергозатратность.

13. Плазменно-дуговые лампы используются:

- а) для отверждения композитов на основе синтетических смол;
- б) отбеливания зубов.

14. Длина волны в плазменно-дуговых лампах составляет:

- а) 400–450 нм; б) 400 нм; в) 380–350 нм.

15. Недостатки плазменно-дуговых полимеризационных ламп:

- а) большие и громоздкие;
- б) слабый тип освещения;
- в) требуется фильтрация;
- г) выработка тепла требует вентилятора.

16. Спектр излучения LED-полимеризационной лампы:

- а) 400–500 нм; б) 460–475 нм; в) 550 нм.

17. Спектр излучения аргоновой лазерной лампы:

- а) 488 нм; б) 514 нм; в) 380 нм.

18. Укажите класс по Блэку полостей, в которых самый высокий С-фактор:

- а) I; б) II; в) III; г) IV; д) V.

19. Какому показателю соответствует С-фактор в полостях I класса по Блэку:

- а) 0,2; б) 0,5; в) 1; г) 2; д) 5?

20. Использование полимеризационных ламп с «мягким» стартом способствует снижению полимеризационного стресса:

- а) нет; б) да.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Андреева, А. В.* Современные фотополимеризационные устройства / А. В. Андреева // Научное обозрение. Медицинские науки. 2020. № 6. С. 39–43.
2. *Казеко, Л. А.* Композитные материалы : учеб.-метод. пособие / Л. А. Казеко, О. С. Городецкая. Минск : БГМУ, 2020. 32 с.
3. *Аббас, Н.* Принципы использования лазерных систем в стоматологии / Н. Аббас // Dental market. 2005. № 8. С. 7–8.
4. *Алямовский, В. В.* Динамика изменений температуры в полости зубов при фотополимеризации / В. В. Алямовский // Институт стоматологии. 2000. № 3. С. 18–19.
5. *Князева, М. А.* Виды стоматологических фотополимеризационных устройств и их сравнительная характеристика / М. А. Князева // Вестник ВГМУ. 2011. Т. 10, № 4. С. 138–147.
6. *Оценка результатов работы с фотополимерами в терапевтической стоматологии / В. И. Азаренко [и др.]* // Актуальные проблемы теории, практики медицины, подготовки научных и профессиональных кадров : сб. науч. тр. Минск, 2002. Т. 2. С. 227–230.
7. *Данилов, П. А.* Микроразрушение эмали и дентина импульсами неодимового лазера / П. А. Данилов, Т. С. Демьянова, Е. Н. Бурлуцкая // Ломоносов — 2012 : сб. тез. Междунар. конф. студентов, асп. и молодых ученых по фундамент. наукам. Секция «Физика», Москва, 11 апр. 2012 г. Москва, 2012. С. 131–132.
8. *Филипчик, И. С.* Ошибки и осложнения при использовании фотополимерных пломбирочных материалов и методы их устранения / И. С. Филипчик, О. В. Данилевич, О. О. Жукова // Вест. стоматологии. 2008. № 2. С. 43–47.
9. *Эстров, Е.* Новое поколение фотополимеризаторов пломбирочных материалов / Е. Эстров // Дент Арт. 2004. № 2. С. 29–32.
10. *Сингх, Т. К.* Светоотверждающие устройства: клинический обзор // Журн. ортофациальных исследований. 2011. Т. 1, вып. 1. С. 148–149.
11. *Хэммсвар, П. Д.* Технология светового отверждения: прошлое, настоящее и будущее / П. Д. Хэммсвар, М. О'Коннор, В. Ксюлинг // Дент Арт. 2006. № 3. С. 64–67.
12. *Thermal risk from LED- and high intensity QTH-curing units during polymerization of dental resin / S. Bouillaguet [et al.]* // J. Biomed. Mater. Res. B. Apph Biomater. 2005. Vol. 72, N 2. P. 260–267.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Мотивационная характеристика темы.....	3
Введение	4
Особенности композитных материалов	4
Состав композитных материалов	6
Органическая матрица.....	6
Неорганические наполнители.....	7
Поверхностно-активные вещества (силаны).....	7
Полимеризация композитных материалов.....	7
Полимеризационные устройства в стоматологии	9
Галогенные лампы	10
Плазменно-дуговые лампы	12
Светодиодные лампы	13
Плазменные полимеризаторы.....	16
Лазерные лампы	16
Ошибки при работе с фотополимеризующими устройствами.....	17
Фактор конфигурации (С-фактор).	18
Самоконтроль усвоения темы.....	19
Список использованной литературы	22

Учебное издание

Чистякова Галина Геннадьевна
Терехова Наталья Валерьевна

**ПОЛИМЕРИЗАЦИЯ КОМПОЗИТНЫХ МАТЕРИАЛОВ,
ПРИМЕНЯЕМЫХ В СТОМАТОЛОГИИ.
ПОЛИМЕРИЗАЦИОННЫЕ УСТРОЙСТВА**

Учебно-методическое пособие

Ответственная за выпуск Т. В. Крушинина
Редактор Н. В. Оношко
Компьютерная вёрстка Н. М. Федорцовой

Подписано в печать 26.04.24. Формат 60×84/16. Бумага писчая «Херох Марафон Бизнес».
Ризография. Гарнитура «Times».
Усл. печ. л. 1,39. Уч.-изд. л. 1,16. Тираж 33 экз. Заказ 216.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования
«Белорусский государственный медицинский университет».
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий № 1/187 от 24.11.2023.
Ул. Ленинградская, 6, 220006, Минск.