

ВИДЫ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ФОТОПОЛИМЕРИЗАЦИОННЫХ УСТРОЙСТВ И ИХ СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА

КНЯЗЕВА М.А.

*УО «Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет»,
кафедра терапевтической стоматологии*

Резюме. В статье представлены основные виды современных стоматологических устройств для световой полимеризации пломбировочных материалов: галогеновые фотополимеризаторы, плазменнодуговые и лазерные устройства для светоотверждения, светодиодные фотоинициаторы, перечислены их преимущества и недостатки. Кратко изложена история развития композиционных пломбировочных материалов и совершенствование процессов их полимеризации. Подробно описаны строение, технические характеристики и принцип работы современных стоматологических фотополимеризаторов, сравнительная эффективность при реставрации твердых тканей зубов, особенности их эксплуатации и технического обслуживания. В данной публикации представлены присутствующие в настоящее время на рынке различные виды фотоактивирующих ламп, в которых реализованы различные технологические и научные разработки.

Ключевые слова: галогеновые фотополимеризаторы, плазменнодуговые устройства для светоотверждения, лазерные устройства для светоотверждения, светодиодные фотоинициаторы, фотополимеризация пломбировочных материалов.

Abstract. This article deals with main types of modern dental devices for luminous polymerization of filling materials: halogen photopolymerizers, plasma arc and laser devices for light-hardening, light diode photoinitiators, their advantages and disadvantages. The history of composite filling materials development and their polymerization processes improvement is briefly presented. The structure, technical characteristics and the principle of modern dental photopolymerizers operation, comparative effectiveness during the restoration of hard tissues of the teeth, the peculiarities of their use and maintenance are described in detail. This publication also presents various types of photoactive lamps available at the market at present in which different research-and-development projects have been realized.

Для создания качественных и высоко эстетичных реставраций твердых тканей зубов в современной стоматологической практике широко используются светоотверждаемые пломбировочные материалы, а также устройства для их полимеризации – фотополимеризационные лампы [1]. Однако до

сих пор не полностью изучены вопросы использования современных фотополимеризаторов с различными техническими характеристиками и их сравнительная эффективность при реставрации твердых тканей зубов.

Целью настоящей работы является обобщение материалов исследований, отражающих эффективность применения современных устройств для фотополимеризации пломбировочных материалов в стоматологической практике и обоснование методик фотоиници-

ации композитов в зависимости от технических характеристик полимеризатора и клинической ситуации.

История фотополимеризации начинается свое развитие ещё с Древнего Египта (около 1500 лет до н.э.), когда отверждение мягких тканей под воздействием видимого света использовалось как этап процесса мумифицирования. С развитием физической науки в 20-х годах XIX века природные смолы на металлических подложках подвергали воздействию солнечного света для создания отображений предметов. В настоящее время процесс фотополимеризации широко используется в промышленности для получения оптически однородных изделий (органическое стекло и др.) и некоторых стереорегулярных полимеров, в тонких пленках для отверждения покрытий, изготовления печатных форм, микросхем, в лабораторной практике для определения элементарных констант скорости радикальных реакций.

В стоматологии история композиционных пломбировочных материалов светового отверждения начинается с 1962 г., когда известный американский ученый-химик Bowen синтезировал органическую основу будущих композиционных материалов, представляющую собой аддукт¹ бисфенол А глицидилдиметакрилат (Bis-GMA). В начале 80-х годов к пломбировочным материалам, состоявшим из органической матрицы (Bis-GMA) и неорганического наполнителя (диоксид кремния, кристаллический кварц, стекло, силикатная керамика), добавили фотоинициатор – метилбензоилловый эфир, который активировался УФ светом с длиной волны 365 нм [2, 3]. Новые пломбировочные материалы получили название фотокомпозиты. Однако от применения инициатора метилбензоилловый эфир пришлось отказаться из-за вредного воздействия длинноволновой части спектра УФ лучей на органы зрения и ткани полости рта [3].

¹ Аддукт (от лат. *adductus*-приведенный, притянутый) – молекулярные комплексы и соединения, образующиеся в результате реакций присоединения (Большой словарь иноязычных слов, А.Н. Булыко, 2004).

Научные разработки по созданию более совершенных инициаторов фотополимеризации привели к созданию в 1977 г. нового поколения композитных материалов, отверждающихся под влиянием лучей видимой части спектра галогенового полимеризатора в диапазоне от 400 до 500 нм [4].

Большинство современных фотополимеризующихся композиционных материалов содержат светочувствительный катализатор – камфорохинон, который под воздействием лучей видимой части спектра в диапазоне 375-500 нм, с максимумом на уровне 470 нм разрушается, образуя радикалы (процесс активации реакции полимеризации). В качестве фотоинициаторов используются также и другие вещества, такие как 1-фенил-1,2-пропандион и люцерин. Их диапазон поглощения связан с волнами более короткой длины с максимумом на уровне 400 нм. Свободные радикалы реагируют с молекулами мономера, сообщая им реакционную способность к другим молекулам мономера (начало процесса инициации). Активные молекулы мономера реагируют друг с другом и полимерным связующим с образованием сшитой сетки. На следующем этапе разрастания происходит присоединение молекул мономера к растущей полимерной цепи. При этом совершается изменение физических свойств материала (процесс затвердевания). Следует отметить, что полимеризация начинается и продолжается только в том случае, если интенсивность светового потока достаточна для поддержания возбужденного состояния фотоинициатора. Только в возбужденном состоянии камфорохинон реагирует с аминами, формируя свободные радикалы [5, 6, 7].

В практической стоматологии процессы фотополимеризации используются не только при работе с композитами, но и различными группами цементов, материалов для лечебных и изолирующих прокладок, герметиков. Процесс использования светоотверждаемых пломбировочных материалов, качество самой эстетической реставрации неразрывным образом связаны с техническими характеристиками фотополимеризационных устройств. Различные фотополимеризаторы имеют свои рабочие характеристики и особенности применения.

Галогеновые фотополимеризаторы. Принцип действия

Основными особенностями этих устройств является широкий спектр излучения со значительным выделением тепла и высокая потребляемая мощность [5]. На рисунке 1 схематично показана конструкция современного галогенового полимеризатора.

Галогеновые лампы генерируют свет путем нагревания вольфрамовой нити накаливания до белого цвета, используя энергию

электрического тока. Нить накаливания находится в кварцевой лампочке, наполненной галогеновым газом. Внутри прибора свет от лампочки собирается путем его отражения от покрытого серебром зеркала, расположенного за лампой, и направляется по волоконно-оптическому кабелю к кончику световода (рис. 2).

Из всего количества образующегося света для полимеризации достаточно 0,5%-0,7%, а оставшаяся его часть превращается в тепло. На рисунке 3 приведена спектральная характеристика галогеновой лампы.

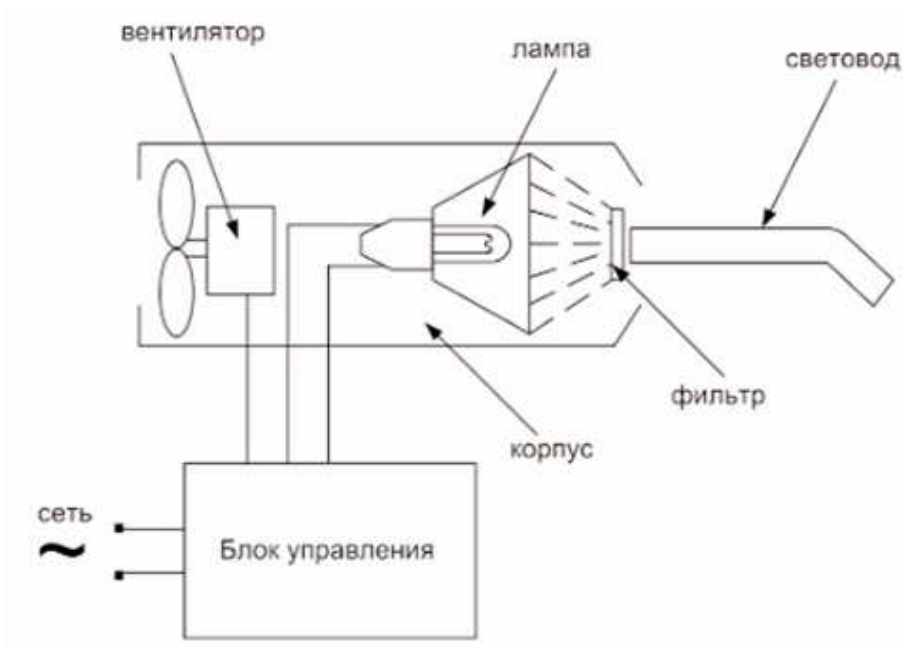


Рис. 1. Схема строения галогенового фотополимеризатора.

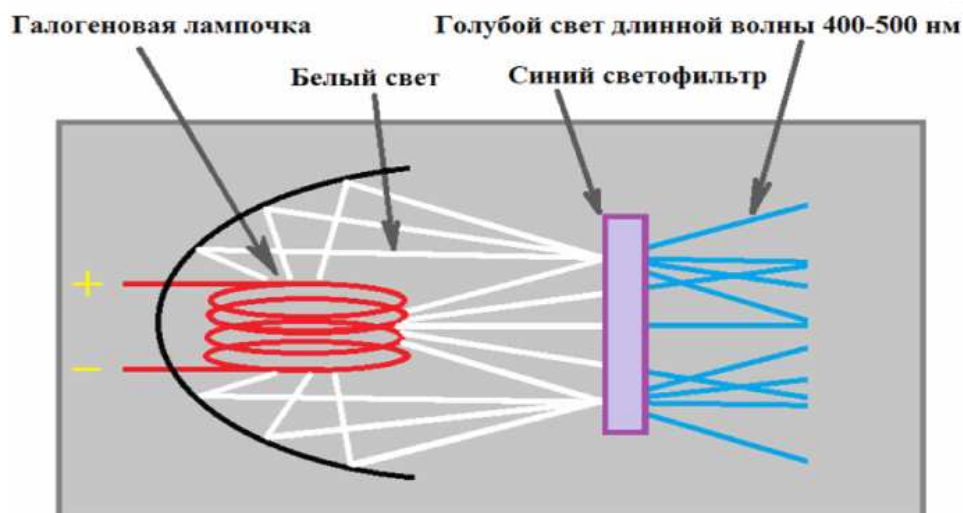


Рис. 2. Принцип работы галогеновой активирующей лампы (схема).

Из графика (рис. 3а) видно, что часть спектра в диапазоне от 400 до 500 нм (синий свет) составляет менее двух процентов от всего спектра излучения, а основное излучение лежит в диапазоне красного и инфракрасного (теплого) излучений. Для получения необходимой отдачи лампы в синем спектре излучения приходится нагревать нить накаливания до более высоких температур (рис. 3в), тем самым уменьшая время эксплуатации лампочки. Дальнейшее увеличение нагревания нити накала приводит к ее перегоранию (рис. 3с). Таким образом, полезный выход энергии у галогеновой активирующей лампы составляет примерно 0,7%.

С целью уменьшения нагревания на пути света, перед его попаданием в волоконно-оптическую систему, устанавливается специальный интерференционный фильтр. Све-

тофильтр – основная преграда прохождению теплового излучения, который в идеале зеркально отражает весь спектр излучения, кроме синего длиной волны 400-500 нм. Во время работы лампы он сам разогревается до 200°С, после чего остывает, и этот процесс повторяется многократно. Влага во время охлаждения конденсируется на поверхности фильтра, а при нагревании – испаряется. Такой циклический процесс разрушает окисные слои интерференционного фильтра, изменяя его характеристики (рис. 4). Вследствие многочисленных повторных нагреваний и охладжений фильтры могут приходиться в негодность [8].

В результате постепенно увеличивается тепловая составляющая выходного светового потока, а пропускание синего света ослабляется (рис. 5).

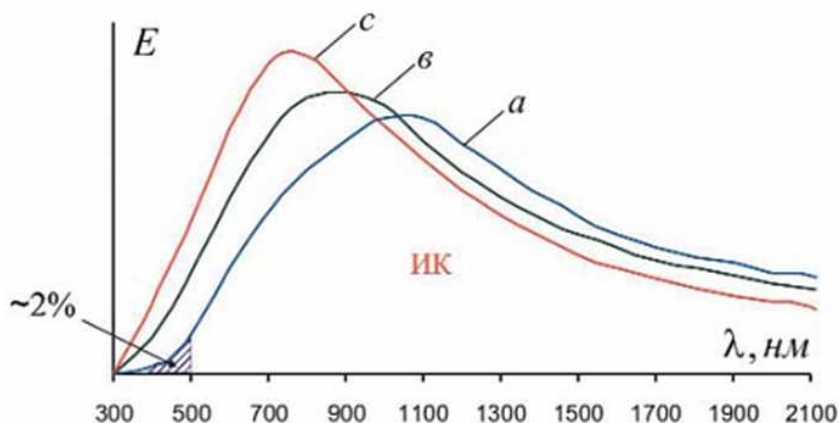


Рис. 3. Спектральная характеристика галогеновой лампы накаливания: а) лампа накаливания в обычном режиме (срок службы – 2000 часов); в) лампа накаливания в режиме «перекала» (срок службы – 25 часов); с) предельный режим – перегорание.



Рис. 4. Фильтр с разрушенным участком поверхности.

В процессе эксплуатации фотополимеризатора происходит естественное изменение его рабочих характеристик, что неизбежно приводит к снижению основных показателей: снижение энергетической светимости исходящего потока и повышение удельной мощности ультрафиолетового и инфракрасного излучения [9]. R.G. Chadwick с соавт. (1994) установили, что ультрафиолетовая составляющая стоматологических полимеризаторов может привести к повреждению кожи рук врача и

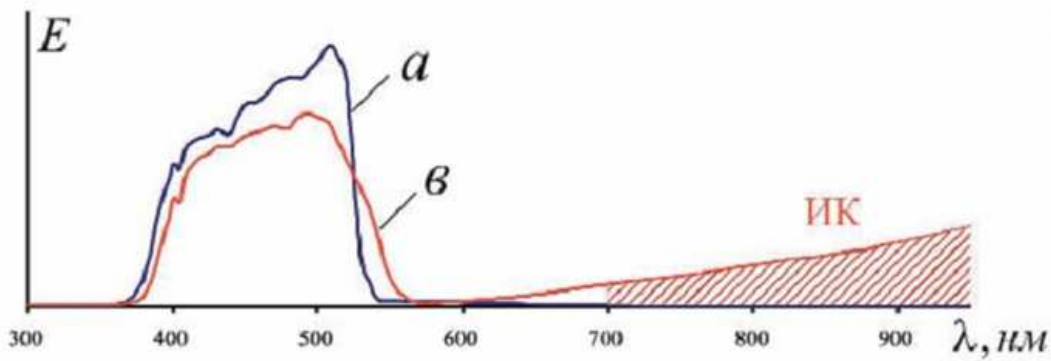


Рис. 5. Спектр излучения галогенового фотополимеризатора:
а – с новым фильтром; в – со старым фильтром.

ассистента [10]. Инфракрасный компонент светового потока при длительном воздействии способен вызвать ожог пульпы с последующим ее некрозом [11, 12].

Увеличение тепловой составляющей может привести к следующим осложнениям при выполнении реставрации:

1. Значительный и неконтролируемый по своей величине перегрев твердых тканей зуба, что, в свою очередь, будет оказывать отрицательное воздействие на состояние его пульпы.

2. Ухудшаются физические характеристики фотокомпозиционных материалов, содержащих инициатор камфорохинон. Под действием теплового излучения происходит изменение процесса фотополимеризации, приводящее к ухудшению механических характеристик пломбировочного материала (пластичность, твердость), в результате чего наблюдается заметное ухудшение клинических и эстетических параметров реставрации.

3. Неравномерная полимеризация композита вследствие низкой теплопроводности пломбировочного материала приводит к возникновению местных внутренних напряжений и деформации.

Чтобы передать синий спектр излучения от галогеновой лампочки непосредственно к пломбировочному материалу, необходим волоконный либо монолитный световод (дорогой и хрупкий), так как сам источник света имеет высокую температуру и не может в процессе полимеризации располагаться в непосред-

ственной близости от пломбируемого зуба. Свет, пройдя по волоконно-оптическому кабелю, выделяется на кончике световода. По мере прохождения света по волоконно-оптической системе его интенсивность уменьшается на 10-15%. Мощность света на кончике световода неравномерная: наибольшую интенсивность свет имеет по центру пучка. Загрязнение торцевой части световода пломбировочным материалом, а также его механические повреждения – сколы, трещины вызывают рассеивание света, уменьшая его мощность (Е.В. Боровский, 1996, Е.Иоффе, 1996). Поэтому кончик световода периодически нужно очищать [13, 14].

Основное требование, которое предъявляется к фотополимеризационному устройству, – это излучение стабильного во времени светового потока определенной плотности и диапазона. Мощность света можно непосредственно измерять с помощью встроенного или автономного радиометра. Большинство современных приборов оснащены встроенным радиометром.

Считается, что мощность галогенового полимеризатора не должна быть меньше 400 мВт/см², а сам прибор следует проверять ежедневно перед началом работы [14].

Одним из основных недостатков галогеновых активирующих ламп является значительное выделение тепла, что с одной стороны, может приводить к перегреванию тканей зуба (ограничение времени фотополимеризации), а с другой, – требует постоянного отвода тепла от лампочки и прилегающих к ней

частей лампы (охлаждающий вентилятор). Использование вентилятора вызывает неприятный шум и вибрацию, резко снижает надежность конструкции. Кроме того, лампочка и светофильтр имеют ограниченный срок эксплуатации, нуждаются в постоянных проверках и требуют периодической замены. Галогеновая лампочка постепенно теряет свою мощность, поэтому замену ее следует производить, когда контрольным прибором будет зафиксировано уменьшение интенсивности ее свечения ниже предела, необходимого для полноценной полимеризации материала.

Достаточная мощность полимеризационных приборов важна для снижения содержания остаточного мономера в композите. С другой стороны, высокая мощность излучения в начальный момент времени полимеризации является фактором, способствующим большому полимеризационному стрессу и усадке материалов (Е. Иоффе, 1997, W.M Boer, 1999). Для компенсации эффекта полимеризационного стресса разработаны полимеризаторы, имеющие функцию «мягкий старт», которая заключается в плавном постепенном увеличении мощности излучения в течение первых секунд засвечивания материала [15, 16].

Для предотвращения перегорания лампы накаливания при повышении сетевого питания или резкого снижения энергетической светимости при понижении сетевого питания необходим малогабаритный электронный стабилизатор напряжения мощностью до 100 Вт, который, в свою очередь, также снижает надежность фотополимеризатора.

Во время работы прибора поверхность отражающего зеркала нагревается, а при выключении – остывает, на ней часто конденсируются пары растворителей бондинг-систем или влага из воздуха стоматологического кабинета, что вызывает ее потускнение. Крайне важно, чтобы поверхность зеркала была чистой и для восстановления отражающей способности её нужно периодически протирать ваткой, смоченной спиртом [8].

Преимущества галогеновых полимеризаторов:

- относительная дешевизна;
- широкий спектр излучения и возмож-

ность полимеризовать композиционные материалы с фотоинициатором, отличным от камфорохинона;

- большой опыт использования.

Недостатки галогеновых полимеризаторов:

- длительное время засвечивания порции материала (20-40с.);
- низкий КПД (около 2-4%) и, как следствие, высокий процент теплового излучения;
- наличие встроенного в рукоятку вентилятора, вызывающего шум и вибрацию прибора;
- необходимость использования интерференционного фильтра, требующего регулярной замены 1 раз в год;
- необходимость замены лампы накаливания через 50-100 часов работы;
- принципиальное наличие световода;
- высокие требования к постоянству питающего напряжения либо наличие встроенного электронного стабилизатора напряжения, приводящее к увеличению стоимости и снижению надежности изделия;
- невозможность использования беспродной конструкции лампы из-за высокой потребляемой мощности.

Установлено что при обычной работе стоматолога в течение 1 года только на одно освещение полимеризуемых материалов уходит 40 часов (целая рабочая неделя). Поэтому для сокращения затрат времени на освещения были разработаны более мощные фотополимеризующие приборы – плазменнодуговые и лазерные полимеризаторы.

Плазменнодуговые полимеризаторы

Плазменные лампы генерируют очень яркий световой поток за счет высоковольтной дуги между двумя электродами в среде сильно разреженного ионизированного газа. Разряд высокочастотного тока пробегает между двумя электродами, что в свою очередь формирует высокоэнергетичную форму материи, называемую плазмой. Источником излучения является ксеноновая или аргоновая лампа. В остальном принцип их устройства и работы такой же, как и у галогеновых ламп. Максимальный диаметр светового пучка у плазмен-

ных ламп – 5 мм. Плазменная лампа позволяет произвести отверждение порции композита за 5-10 сек, вместо 20-40 сек, необходимых при полимеризации обычной галогеновой лампой.

Возможности использования плазменных ламп изучены недостаточно. Ускоренное отверждение композита ухудшает его механические свойства и нарушает процесс полимеризации. Кроме того, плазменная лампа громоздка, неудобна в применении, имеет высокую стоимость. Полезный выход энергии у плазменной активирующей лампы составляет 0, 2%.

Преимущества плазменнодуговых полимеризаторов:

- малое время засвечивания порции материала (2-3 сек.);
- возможность применения к композитам, содержащим различные фотоинициаторы.

Недостатки плазменнодуговых полимеризаторов:

- дороговизна;
- требуют наличия фильтра и охлаждения;
- большое тепловое излучение и усадка материала;
- невозможность использования беспроводного устройства;
- недолговечность плазменнодугового излучателя;
- недостаточная изученность воздействия излучения на качество композитных реставраций, ткани зубов и полости рта.

Лазерные полимеризаторы

Лазерный источник света генерирует свет при переходе электронов в газовой среде аргона из нестабильного состояния в стабильное. Электрическая энергия трансформируется в лазерных полимеризационных устройствах в луч света, спектральные характеристики которого зависят от используемого газа. В стоматологии для инициации реакции отверждения пломбировочных материалов используется аргоновый лазер, поскольку длина волны излучения создаваемого аргоновым лазером (488 нм) близка к аб-

сорбционному максимуму камфорохинона (470 нм).

Полезный выход энергии у лазерной активирующей лампы составляет 0,02%. Лазерные лампы громоздки, дороги, выделяют значительное количество тепла. Доступные для широкого использования модели лазерных фотополимеризаторов на стоматологическом рынке отсутствуют.

Данные ряда исследователей по эффективности применения различных видов фотополимеризаторов достаточно противоречивы. При изучении полимеризации композитов при помощи аргонового лазера К. Hinoura (1993) установил, что последний способен более полноценно полимеризовать фотокомпозит, чем другие виды аппаратов [17]. Т.С. Aw (1997) не установил достоверных различий между степенью конверсии композита, отвержденного аргоновым лазером и галогеновым полимеризатором [18].

Преимущества лазерных полимеризаторов:

- малое время засвечивания порции материала (2-3 сек.).

Недостатки лазерных полимеризаторов:

- дороговизна;
- требуют наличия фильтра и охлаждения;
- большое тепловое излучение;
- большая усадка материала;
- применение к композитам только на основе камфорохинона;
- невозможность использования беспроводного устройства.

Приборы на основе плазменной дуги и лазерные полимеризаторы позволяют проводить освещение в течение 3-10 секунд и обеспечивают полимеризацию на глубину до 10-11 мм от кончика световода. Однако высокоинтенсивный свет вызывает значительно большее нагревание тканей. К сожалению, соотношение между мощностью светового потока и полимеризационным стрессом является прямо пропорциональным. Поэтому высокая энергетическая плотность превращается в высокий уровень стресса, но не обязательно обеспечивает высокую степень конверсии и хорошие механические свойства. Это в свою очередь может привести к нарушению крае-

вого прилегания, микроподтеканию, вторичному кариесу и патологии пульпы. В то же время соотношение между степенью конверсии материала и полимеризационным стрессом является более сложным. Имеется порог степени полимеризации, превышение которого ведет к значительному увеличению уровня стресса. И клинически очень трудно определить, какой энергетический уровень обеспечил бы наилучшее соотношение между степенью полимеризации, механическими свойствами и полимеризационным стрессом.

В соответствии с современными медицинскими требованиями в стоматологических кабинетах стали предпочтительными ЕС Лампы, созданные на основе LED (эмитирующий свет диод).

Светодиодные фотополимеризаторы

Лампы, созданные на основе LED (Light Emitting Diode), генерируют свет в полупроводниковом кристалле за счет энергии возбужденных электронов. Цвет излучения определяется химическим составом кристалла и имеет довольно узкий диапазон (приблизительно 60 нм). В стоматологии для процесса активации фотополимеризации используются синие светодиоды, поскольку их спектральная эмиссия совпадает с абсорбционным максимумом камфорохиона (470 нм), делая их идеально подходящими для фотополимеризации.

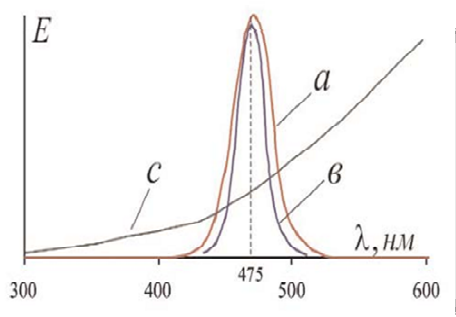


Рис. 6. Спектральные характеристики:
а – спектр поглощения камфорохиона;
в – спектр излучения LED;
с – спектр излучения галогеновой лампы.

В отличие от спектра излучения галогеновой лампы, спектр LED-излучателя не имеет ни тепловой, ни ультрафиолетовой составляющих, вся энергия излучения лежит в диапазоне синего света и участвует в процессе фотополимеризации (рис. 6).

Как следствие, свет, излучаемый светодиодной лампой, гораздо эффективнее, чем свет от галогеновых полимеризаторов (высокий КПД – практически 100%). Однако светодиодные приборы не рекомендуются для отверждения материалов с системами инициации отличными от камфорохиона, поскольку светодиод имеет узкий диапазон длины волны. Мощность светодиодного полимеризатора не должна быть меньше 400 мВт/см², а сам прибор следует проверять ежедневно перед началом работы [19, 20, 21].

Поскольку спектр излучения LED практически не имеет тепловой составляющей, исключается возможность значительного перегрева твердых тканей зуба, периодонта и композиционного материала. Ряд производителей светодиодных полимеризаторов утверждают, что для предотвращения внутреннего перегрева светодиодов вентилятор не нужен, поэтому нет шума и вибрации. Однако исследователями Женевского университета (Швейцария) доказано повышение температуры на поверхности засвечиваемых зубов человека от 7,8°C до 22,4°C, а в пульпе зуба – от 2,6°C до 10,6°C в зависимости от вида используемого полимеризатора [22].

В светодиодных излучателях отсутствует оптический фильтр, а спектр гарантированный. Следующее преимущество – стабильность светового потока во времени, а также возможность разработки конструкции без использования дорогого и хрупкого световода. Низкая потребляемая мощность делает возможным применение аккумуляторов, беспроводных конструкций. При этом не требуется периодическая замена излучателя, т.к. средний срок службы светодиодов сопоставим со средним сроком службы изделия, который значительно превышает 10 000 часов.

В то же время, использование светодиодных полимеризаторов, работающих от аккумуляторных батарей (хотя и доказывается их

полная клиническая пригодность (А.С. Shortall, 1997)), не гарантирует стабильную исходящую мощность светового потока в случае несвоевременной замены источника питания.

Учитывая, что в светодиодных лампах нет необходимости использовать лампочки, отражатели, фильтры, вентиляторы для охлаждения, появилась возможность сделать такое устройство небольшим и беспроводным. Это делает лампы, созданные на основе LED легкими, компактными и удобными в работе.

Процесс фотополимеризации – это реакция экзотермическая (сопровождается выделением тепла), а это даже при отсутствии тепловой составляющей в спектре излучателя в конечном итоге приводит к нагреву композиционного материала. Однако было замечено, что хотя при полимеризации «холодным» светом светодиодной лампы нагрев материала и происходит, но температура достигает меньших значений приблизительно на 30% (рис. 7 в), чем при использовании галогенового фотополимеризатора (рис. 7 а).

В результате можно ожидать уменьшения внутренних напряжений и деформации материала (естественно, при прочих равных условиях).

Преимущества светодиодных полимеризаторов:

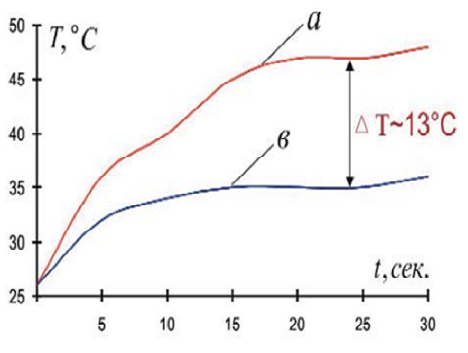


Рис. 7. Характеристики нагрева композитных материалов при полимеризации:
а – галогеновым фотополимеризатором;
в – светодиодным фотополимеризатором.

- высокий КПД (практически 100%) и отсутствие теплового излучения;
 - отсутствие необходимости в фильтрах;
 - уменьшение времени засвечивания порции материала (10-20с.);
 - низкая потребляемая мощность – возможность применения аккумуляторов, беспроводных конструкций;
 - отсутствие вентилятора и, как следствие, шума и вибрации;
 - стабильность светового потока во времени;
 - не требуется периодической замены излучателя, так как средний срок службы светодиодов сопоставим со сроком службы изделия;
 - возможность разработки конструкции без использования дорогого и хрупкого светодиода;
 - эргономический дизайн.
- Недостатки светодиодных полимеризаторов:
- возможность применения с композиционными материалами, содержащими в качестве фотоинициатора только камфорохинон;
 - высокая интенсивность рассеивания светового потока;
 - относительная дороговизна.

Заключение

Таким образом, в настоящее время в мировой стоматологической практике для создания качественных и высоко эстетичных реставраций твердых тканей зубов широко используются устройства для световой полимеризации пломбировочных материалов в которых реализованы различные технологические и научные разработки, направленные на повышение прочности реставраций твердых тканей зубов, их эстетических характеристик, снижение таких осложнений, как полимеризационная усадка композиционных материалов, уменьшение остаточного мономера в пломбах, дебондинг, постпломбировочные боли, сведение к минимуму неблагоприятного воздействия поляризованного света на слизистую оболочку ротовой полости и пульпу зуба. Однако ни один из имеющихся в на-

стоящее время на рынке фотополимеризаторов не отвечает в полной мере требованиям, предъявляемым к устройствам этого типа. Имеется необходимость в проведении исследований, посвященных разработке устройства для фотополимеризации, отвечающего всем требованиям современной стоматологии.

Литература

1. 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.
2. Борисенко, А.В. Композиционные пломбировочные материалы / А.В. Борисенко. – М. : Книга Плюс, 1999. – 175 с.
3. Николишин, А.К. Восстановление (реставрация) и пломбирование зубов современными материалами и технологиями / А.К. Николишин. – Полтава, 2001. – 176 с.
4. Николишин, А.К. Современные композиционные пломбировочные материалы / А.К. Николишин. – Полтава, 1996. – 56 с.
5. 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.
6. Воег, W-М. Композитные реставрации: современный уровень техники / W-М. Воег // Новое в стоматологии. – 1999. – № 8. – С. 3-15.
7. Johnson, G.H. Clinical performance of posterior composite resin restorations / G.H. Johnson, D.J. Bales, G.E. Gordon // Quintessence Int. – 1992. – Vol. 23, №10. – P. 705–711.
8. Эстров, Е. Новое поколение фотополимеризаторов пломбировочных материалов / Е. Эстров // Дент Арт. – 2004. – № 2. – С. 29-32.
9. Эстров, Е. Оборудование для полимеризации светотверждаемых композитных материалов / Е. Эстров // Зубной техник. – 1997. – № 2. – С. 4.
10. Вуонг, I. Мономеры / полимеры, используемые в зубных адгезивах (обзор) / I. Вуонг // Новое в стоматологии. – 1997. – № 8. – С. 7-13.
11. Алямовский, В.В. Динамика изменений температуры в полости зубов при фотополимеризации / В.В. Алямовский // Ин-т стоматологии. – 2000. – № 3. – С. 18–19.
12. Филипчик, И.С. Ошибки и осложнения при использовании фотополимерных пломбировочных материалов и методы их устранения / И.С. Филипчик, О.В. Данилевич, О.О. Жукова // Вестн. стоматологии. – 2008. – № 2. – С. 43–47.
13. Боровский, Е.В. Требования к фотополимеризаторам, исходя из особенностей проведения реставрационных работ с использованием светоотверждаемых композитных материалов / Е.В. Боровский, И.М. Макеева, Е.А. Эстеров // Новое в стоматологии. – 1996. – № 5. – С. 12–20.
14. Иоффе, Е. Светополимеризация композитных материалов / Е. Иоффе // Новое в стоматологии. – 1996. – № 3. – С. 13–15.
15. Иоффе, Е. Проблемы полимеризации светотверждающихся композитов / Е. Иоффе // Новое в стоматологии. Спец. вып. – 1997. – № 3. – С. 10–12.
16. Воег, W-М. Композитные реставрации: современный уровень техники / W-М. Воег // Новое в стоматологии. – 1999. – № 8. – С. 3-15.
17. Hinoura, K. Influence of argon laser curing on resin bond strength / K. Hinoura, M. Miyazaki, H. Onose // Am. J. Dent. – 1993. – Vol. 6, № 2. – P. 69–71.
18. Aw, T.C. Polymerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing / T.C. Aw, J.I. Nicholls // J. Clin. Laser Med. Surg. – 1997. – Vol. 15, №3. – P. 137–141.
19. Sakaguchi, R.L. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials / R.L. Sakaguchi, W.H. Douglas, M.C. Peters // J. Dent. – 1992. – Vol. 20, № 3. – P. 183–188.
20. Watts, D.C. Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials / D.C. Watts, A.S. Marouf // Dent. Mater. 2000. – Vol. 16. – P. 447–451.
21. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure / J.L. Ferracane [et al.] // J. Dent. Res. – 1997. – Vol. 76, № 8. – P. 1508–1516.
22. Bouillaguet, S. Thermal risk from LED- and high intensity QTH-curing units during polymerization of dental resin / S. Bouillaguet, G. Caillot., J. Forchelet et al. // J. Biomed. Mater. Res. B. Apph Biomater. 2005. - Vol.72, №2. - P.260-267.