

О.В. Ищенко

Центральная стоматологическая поликлиника Министерства обороны Украины, Киев

LED-полимеризирующие лампы: вчера, сегодня, завтра

Светящиеся LED-устройства (англ. *Light-emitting diode*, или просто *светодиод*) широко известны — любимая гирлянда на окне, плоский телевизор — существуют и радуют наш глаз именно благодаря этим технологиям. Со времени их изобретения, около 50 лет назад, возможности использования полупроводниковых компонентов постоянно расширялись. В медицинской сфере, в частности стоматологии, светодиод особенно незаменим. Здесь он играет наибольшую роль как один из самых важных инструментов, без которого ни одна пломба из композитного материала не смогла бы существовать, — роль полимеризатора. Сложно переоценить LED-лампы, ведь они стали практически незаменимы в стоматологической практике. Их используют для прямых реставраций, герметизации фиссур, установки штифта методом двойного отверждения, установки брекет-систем, и это лишь малая доля того, с чем сталкивается врач-стоматолог ежедневно, и где он прибегает к использованию LED-лампы.

К сожалению, как показывает практика и опыт ученых всего мира, многие врачи сталкиваются с неправильной, неточной или неэффективной работой LED-устройства. Правда, выявляют они это тогда, когда уже имеются последствия неверного или неполного отверждения композитного материала, такие как увеличенное выщелачивание субстанции и цитотоксичность, снижение твердости и повышение ломкости, ограниченная цветостойкость, снижение адгезии материала к тканям зуба, послеоперационная чувствительность, вторичный кариес, отлом/скол реставрации (Ferracane J.L. et al., 1997; 1998; Brackett M.G. et al., 2007; Calheiros F.C. et al., 2008; Bhamra G.S., Fleming G.J., 2009; AkA.T. et al., 2010; Ergun G. et al., 2010; Sunitha C. et al., 2011; Price R.B. et al., 2015). Хотя поверхность светоотверждаемых композитов кажется твердой после короткого воздействия света, степень конверсии мономера, особенно на дне полости, а также физические значения, такие как достигнутая твердость, прочность и сопротивление истиранию, которые в конечном итоге имеют решающее значение для долгосрочной перспективы реставрации, еще не достигнуты (Rueggeberg F.A. et al., 2009). Если на этапе пломбировки возникает проблема при отверждении, в большинстве случаев это списывают на недостаточно качественные материалы. Отчасти это может быть так, но чаще проблема заключается именно в самом отверждении как физическом процессе.

История отверждения с помощью света началась в 1970-х годах. Первоначально для отверждения композитных материалов использовали лампы с ультрафиолетовым излучением. Впоследствии ультрафиолетовый свет заменили светом в видимом спектре, который может быть создан с использованием различных методов и технологий. Галогенные лампы использовали для отверждения с начала 1980-х годов и они были очень популярны (рис. 1). В то же время проводили эксперименты с аргонными лазерами, которые, однако, оказались непригодны ввиду слишком высокой интенсивности, очень узкого диапазона длины волн и высокой стоимости. Вместо этого разработан метод полимеризации на основе светодиодов (LED), который сегодня считают стандартом.

Открытие галогеновых светодиодов

В 1995 г. R.W. Mills выступил с работой на тему использования LED-технологий при полимеризации композитных материалов. Хотя первые коммерческие светодиодные полимеризационные лампы достигли даже более низких выходных мощностей, чем галогенные, развитие светодиодных технологий в стоматологической области быстро развивалось и скоро показало гораздо лучшие результаты. В центре сравнения было снижение интенсивности света галогенных ламп во время применения. Здесь светодиодная технология была явно убедительнее и эффективнее. Выявлена не только более высокая энергоэффективность, но и связанное с этим лучшее отверждение в более глубоких слоях композита и даже на дне самой полости. Кроме того, результаты различных исследований показали, что светодиодные устройства, работающие около 1000 ч, имеют

значительно более продолжительный срок службы, чем галогенные лампы с длительностью работы только 50–100 ч. Еще один недостаток галогенных ламп связан с необходимостью использования синих или инфракрасных фильтров, которые уменьшают излучение до необходимого спектра волн и связывают их в световод. Фильтр преобразует большое количество энергии в тепло, поэтому световой поток остается низким. Менее 2% испускаемой энергии фактически прибывает как полезный свет там, где его и применяют, — в полости зуба при пломбировке. Эффективность светодиодов значительно выше — около 7%. Галогенные устройства также более требовательны к обслуживанию. В светодиодных же полимеризационных лампах только световой стержень должен быть защищен от грязи и проверен на возможные разрывы волокон, а линзы — на наличие царапин.

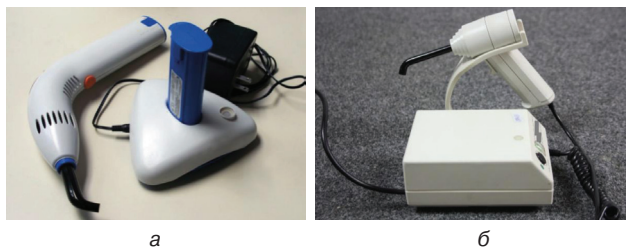


Рис. 1. «Старомодные» полимерные лампы
а — модель с аккумулятором; б — модель со шнуром, работающая от розетки

Узкая головка лампы со световым выходным окном, которое непосредственно соединено с шейкой лампы, также значительно повышает комфорт пациента, поскольку крайнее открывание рта больше не требуется (рис. 2).

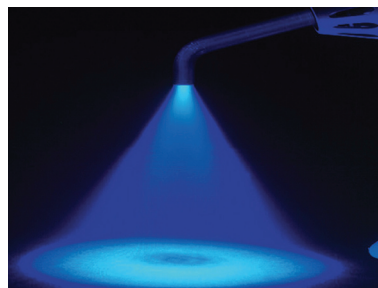


Рис. 2. Светодиодная полимеризационная лампа

Светоотверждаемые композитные пломбировочные материалы

В повседневной практике в основном используют светоотверждаемые композитные пломбировочные материалы. Они представляют собой определенную связь полимеров, которая образуется,

когда радикалы активируют двойные связи на мономере и посредством этой связи, или «сшивки», приводят к желаемым физическим свойствам реставраций (Ferracane J.L. et al., 1998). Необходимые для этого радикалы образуются светочувствительными инициаторами (фотоинициаторами), такими как система амина камфорхинона (CQ), путем расщепления атомных связей после облучения конкретными длинами волн. Наиболее часто используемый CQ поглощает свет в диапазоне длины волн 390–510 нм с максимумом поглощения 470 нм, то есть в диапазоне длины волн синего спектра (Neumann M.G. et al., 2005). Из-за присущей желтому цвету более низкой эффективности образования радикалов (CQ образует только один радикал на молекулу) также добавляются более белые варианты, такие как Lucirin® TPO или фенилпропандион (Rueggeberg F.A., 2011). В связи с разработкой композитов с объемным наполнителем разработаны другие альтернативы, такие как Ivocerin®. Эти альтернативные фотоинициаторы поглощают свет преимущественно в диапазоне длины волн 380–430 нм (Neumann M.G. et al., 2005; Gan J.K. et al., 2018). В отличие от CQ, альтернативные фотоинициаторы не требуют коинициаторов для образования радикалов и, в зависимости от структуры, могут образовывать ≥ 2 радикалов, каждый из которых может инициировать радикальную полимеризацию. Поэтому они значительно более эффективны, чем CQ (Ikemura K., Endo T., 2010).

Образование радикалов заканчивается, когда световое устройство, излучающее соответствующую длину волны, выключается. Поэтому для достаточного преобразования реакции требуется минимальное время воздействия или определенное количество энергии, также называемое дозой воздействия. Композитная реставрация, подвергаемая воздействию только в течение короткого времени, выглядит затвердевшей на поверхности, в то время как на глубине не произошла достаточная полимеризация, что может привести к вышеописанным последствиям (Lovell L.G. et al., 2003).

Чтобы обеспечить быстрое отверждение за особенно короткое время применяют лампы высокой интенсивности отверждения. Однако возникает проблема, заключающаяся в том, что система инициатора может поглощать только определенное количество энергии в единицу времени, и не происходит дальнейшего увеличения образования радикалов после определенной интенсивности (Halvorson R.H. et al., 2002; Leprince J.G. et al., 2012). Таким образом, при очень коротком периоде воздействия возникающие эффекты уже не могут быть компенсированы соответствующим повышением интенсивности. Также отметим, что высокая интенсивность света сочетается с интенсивным выделением тепла, что повышает риск перегрева пульпы или повреждения мягких тканей.

Метаанализ исследований *in vitro* показал, что более низкая освещенность с более длительным периодом воздействия (например полимеризация с мягким стартом) с прерывистыми воздействиями при одной и той же дозе воздействия (концепция общей энергии) и аналогичные подходы позволили снизить напряжение усадок. Однако эти преимущества до сих пор не подтверждены в клинических исследованиях, поэтому полимеризацию с мягким стартом более не считают очень важной (Munchow E.A. et al., 2018).

Спектры излучения световых приборов должны соответствовать спектрам поглощения фотоинициаторов. Хотя спектр излучения имеет решающее значение для безопасного отверждения композитного материала, эти длины волн вызывают огромные проблемы для человеческого глаза (Soares C.J. et al., 2017). В частности синий диапазон длин волн особенно опасен для сетчатки и кумулятивные эффекты могут ухудшить зрение. Поэтому оранжевые фильтры абсолютно необходимы для того, чтобы можно было визуально проверить правильность наложения окна выхода света (Price R.B. et al., 2016).

Интенсивность света в зависимости от диаметра окна выхода света при той же интенсивности источника света

Приборы для световой полимеризации

Галогенные устройства генерируют свет через вольфрамовую нить, нагретую до температуры около 3000 °C, которая, однако, излучает лишь около 8% энергии в форме видимого света. Они

имеют широкополосные спектры излучения и поэтому могут полимеризовать или отверждать все светоотверждаемые материалы, используемые в стоматологии. Широкий спектр света также показывает большую часть теплового излучения (>550 нм). Поэтому оптические фильтры необходимы для ограничения видимого света до 400–500 нм. То же относится к плазменным лампам, разработанным в Германии в середине 1960-х годов и достигшим зрелости рынка в США лишь в 1998 г. (Rueggeberg F.A., 2011).

Светодиоды стали стандартом световой полимеризации уже >10 лет (Rueggeberg F.A., 2011). Светодиоды состоят из двух полупроводников, генерирующих свет в относительно узком диапазоне длины волн путем подачи напряжения. Обладая световой эффективностью около 30% и не создавая таких высоких температур, как галогенные лампы, они могут обходиться без охлаждения и поэтому предлагаются также в качестве беспроводных устройств (Jandt K.D., Mills R.W., 2013). Однако следует учитывать, что с повышением интенсивности тепловыделение на облучаемой поверхности также увеличивается, таким образом, светодиодные осветительные устройства не являются «холодными» устройствами полимеризации.

Проблема со светодиодными осветительными устройствами заключается в основном в небольшом размере самих светодиодов и часто неравномерном распределении энергии света по поверхности окна выхода света — так называемый профиль пучка энергии. Для оптимального отверждения композитных материалов полимеризаторы должны быть адаптированы к инициаторам, содержащимся в материале. Иными словами, спектр излучения лампы должен соответствовать спектру поглощения инициаторов.

Большинство светодиодных полимеризаторов имеют типичный узкий спектр излучения в диапазоне длины волн 430–490 нм. Эти световые устройства часто неправильно называют моноволновыми светодиодами. Светодиодная лампа имеет спектр излучения, а не одну длину волны, как, например, лазер. Фотоинициатор Lucirin® TPO не активируется синими светодиодами (Price R.B. et al., 2015), однако это проблема касается лишь очень немногих продуктов, в которые добавлены только альтернативные фотоинициаторы. Это может быть в случае с очень светлыми композитами (Bleach-цвета). Соответствующая информация указана в рабочих инструкциях для композитных материалов.

Некоторые производители предлагают так называемые многопиковые светодиодные осветительные устройства (часто также неточно называемые многоволновыми осветительными приборами), которые используют разные светодиоды для синего и фиолетового света в диапазоне 385–515 нм и поэтому могут подходить для всех светоотверждаемых материалов (Price R.B., Felix C.A., 2009; Leprince J. et al., 2010).

Пользователь всегда должен знать, какая длина волн необходима для отверждения используемого композитного материала и какой спектр излучения имеет используемое световое устройство (Leprince J. et al., 2010). Это единственный способ гарантировать, что излучаемая длина волны полимеризационной лампы активирует фотоинициатор и процесс отверждения происходит правильно.



Рис. 3. Разные виды ламп, применяемых в стоматологии

Вместе со светоотверждением нельзя не напомнить такие термины, как «мощность» и «интенсивность», причем последнее

может иметь два разных смысла и должно быть верно дифференцировано.

Мощность излучения (поток излучения, светотдача источника света) — это количество энергии, которое переносится электромагнитными волнами в единицу времени (в нашем случае — Вт).

Интенсивность светового устройства — удельное излучение, плотность тока излучения, интенсивность излучения (выход излучения), которое излучается элементом поверхности в единицу времени (в нашем случае это площадь окна выхода света, указываемая в мВт/см²).

Для полимеризации света решающим является то, сколько удельного излучения (интенсивности), измеренного в окне выхода света, попадает на облучаемую поверхность. Это, в свою очередь, описывается терминами освещенности, или плотности лучистого потока.

Излучение описывает общую мощность входящей электромагнитной энергии, которая падает на поверхность в зависимости от размера поверхности и поэтому также выражается в мВт/см². Это является существенным фактором для светоотверждения композитных материалов, потому что данное значение можно использовать для оценки того, сколько света фактически достигает поверхности реставрации. Это зависит от расстояния между источником света и поверхностью, а также от размера облучаемой поверхности. Только если расстояние между окном выхода света и облучаемой поверхностью равно нулю, удельное излучение (интенсивность) и интенсивность излучения будут идентичны.

Рекомендуемое удельное излучение (интенсивность) в окне выхода света светового устройства должно составлять 800–1500 мВт/см² (Price R.B., 2014). Однако само по себе это значение ни о чем не говорит, потому что рассчитывается по светотдаче источника света по отношению к площади окна выхода света.

При приобретении устройства для полимеризации света необходимо учитывать как выходной свет, так и диаметр окна выхода света. Таким образом, при одинаковой светотдаче источника света меньшие диаметры имеют более высокую удельную мощность (интенсивность), но ограниченную область освещения.

Рассеивание света

Другая проблема с отверждением с помощью света — рассеивание света в окне выхода света, потому что излучение экспоненциально уменьшается с расстоянием. Показано, что интенсивность излучения в зависимости от соответствующего светового устройства может уменьшаться примерно на 50% на расстоянии 6 мм и примерно на 80% — на расстоянии 10 мм. При глубоких полостях или труднодоступных проксимальных поверхностях большое расстояние от наносимого композитного материала часто неизбежно. В таких случаях время воздействия должно быть увеличено.

Чтобы свести к минимуму эффекты рассеяния, линзы прикрепляются к осветительным приборам, светодиоды которых расположены непосредственно в передней части окна выхода света, или свет направляется через волоконные стержни. Световоды с параллельными стенками более полезны, чем конические световоды для окна выхода света. Последние, так называемые турбо-световоды, особенно сильно рассеиваются и характеризуются большим падением освещенности при увеличении расстояния от окна выхода света.

В педиатрической практике, у пациентов с небольшими полостями и при использовании на боковых зубах рекомендуют укороченные световоды на кончике или устройства со светодиодами непосредственно в окне выхода света (Price R.B. et al., 2000; Corciolani G. et al., 2008; Price R.B., Felix C.A., 2009; Price R.B. et al., 2010) (рис. 3).

Кроме того, большие диаметры световода (около 10 мм) являются преимуществом, так что даже большие полости, например наполнители MOD, могут быть полностью освещены, и многократные экспозиции не нужны или уменьшены. Это особенно полезно при использовании макронаполненных композитов.

Чтобы соответствовать гигиеническим стандартам, световод в идеале должен быть съемным и автоклавируемым (Certosimo F.J. et al., 2003). В противном случае следует использовать одноразовую защитную пленку, следя за тем, чтобы она плотно растягива-

лась над окном выхода света, иначе это также может привести к снижению освещенности.

Доза облучения

Чтобы обеспечить достаточное сшивание мономерной матрицы в композитах, необходимо определенное количество энергии, дозы облучения, чтобы в достаточной степени активировать радикалы, что называется концепцией полной энергии. Доза облучения представляет собой произведение интенсивности облучения на время воздействия (Koran P., Kurschner R., 1998). Эта линейная зависимость применяется приблизительно только в диапазоне уровней освещенности 500–1500 мВт/см². В литературе нет единого мнения о достаточной дозе облучения для надежной полимеризации. Это связано с большим количеством композитных материалов, каждый из которых имеет разный состав и, следовательно, разное поведение при полимеризации. Из-за сложности кинетики полимеризации очень высокая интенсивность не может компенсировать очень короткое время воздействия (Musanje L., Darvell B.W., 2003). В зависимости от типа, цвета и прозрачности, доза, требуемая для соответствующего композита, отличается (Shortall A.C., 2005).

В целом необходимая доза облучения 12 000–16 000 мВт/см²=12–16 Дж/см² рассчитана для адекватной полимеризации (Koran P., Kurschner R., 1998). Дальнейшие обширные исследования показывают, что современные композиты требуют дозы облучения 21–24 Дж/см² для адекватной полимеризации с шагом 2 мм (Rueggeberg F.A. et al., 1994; Sobrinho L.C. et al., 2000; Erickson R.L. et al., 2014).

Повышение температуры при светоотверждении

Высокие уровни освещенности современных высокоэффективных светодиодов означают, соответственно, высокую выходную мощность, которая может влиять на композитный материал, твердое вещество зуба, а при определенных обстоятельствах также на зубную пульпу и прилегающие мягкие ткани во время полимеризации. Согласно преобладающему мнению, температура пульпы не должна повышаться на >5,5 °C (Baroudi K. et al., 2009), но это значение является спорным. Это означает, что существует вероятность того, что полимеризационные лампы могут вызвать повышение температуры, что может вызвать раздражение пульпы, особенно в глубоких полостях (Leprince J. et al., 2010). В таких ситуациях рекомендуется переключиться в «режим малой мощности» или сознательно выбрать большее расстояние от окна выхода света, в результате чего время воздействия должно быть увеличено в обоих измерениях для достижения требуемой дозы воздействия. Выделению тепла также можно противодействовать с помощью воздушного потока через многофункциональный шприц или всасывающий патрубков для охлаждения (Price R.B., 2014).

При отверждении светом около десны следует иметь в виду, что ткани красного цвета особенно хорошо поглощают длины волн синего света и следовательно — увеличивается выделение тепла, что может привести к ожогу десны (von Blunck U., Ilie N., 2019).

Выбор осветительного устройства

При выборе осветительного устройства для практиков может быть очень заманчивым доступ к дешевым предложениям несертифицированных светодиодных осветительных приборов. Однако следует учитывать, что такие недорогие предложения возможны только за счет качества светодиодов и используемой электроники. Поэтому целесообразно выбирать фирменные устройства, обеспечивающие безопасное использование благодаря высоким стандартам контроля качества продукции (Price R.B., 2014). Требуется устройство с достаточным удельным и равномерно распределенным излучением (интенсивностью) по всему световому выходному окну для эффективного светового отверждения светоотверждаемых композитных пломбирочных материалов, используемых без риска перегрева зуба или десны. Поэтому следует соблюдать осторожность с осветительными устройствами, которые предлагают отверждение с удельными выбросами (интенсивностями) >2000 мВт/см² за <10 с композитных материалов.

Напротив, рекомендуются световые приборы с удельным излучением (интенсивностью) 800–1500 мВт/см² и временем воздействия ≥ 20 с, в зависимости от конкретных ситуаций применения (Shortall A.C. et al., 2016). Поэтому при выборе полимеризационного светового устройства необходимо учитывать следующие аспекты (Price R.B. et al., 2015):

- производительность устройства (мВт) дает больше информации о значении светового устройства, чем удельное излучение (интенсивность, мВт/см²);
- решающим фактором является диаметр части окна выхода света, которая фактически излучает свет (из этого можно рассчитать удельное излучение (интенсивность));
- рекомендуемый диаметр — около 10 мм;
- важно иметь небольшой разброс света с увеличением расстояния (без турботипов);
- спектр излучения и необходимые длины волн для отверждения используемого композитного материала должны совпадать;
- профиль луча, распределение удельного излучения (интенсивности) на поверхности окна выхода света должно быть равномерным.

Список использованной литературы

Ak A.T., Alpoz A.R., Bayraktar O., Ertugrul F. (2010) Monomer release from resin based dental materials cured with LED and halogen lights. *Eur. J. Dent.*, 4(1): 34–40.

Baroudi K., Silikas N., Watts D.C. (2009) *In vitro* pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Int. J. Paediatr. Dent.*, 19(1): 48–54.

Bhamra G.S., Fleming G.J. (2009) Influence of halogen irradiance on short- and long-term wear resistance of resin-based composite materials. *Dent. Mater.*, 25(2): 214–220.

Brackett M.G., Brackett W.W., Browning W.D., Rueggeberg F.A. (2007) The effect of light curing source on the residual yellowing of resin composites. *Oper. Dent.*, 32(5): 443–450.

Calheiros F.C., Daronch M., Rueggeberg F.A., Braga R.R. (2008) Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA: TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.*, 84(2): 503–509.

Certosimo F.J., Diefenderfer K.E., Mosur M.A. (2003) Light output of disposable vs. nondisposable curing light tips following high-level disinfection. *Gen. Dent.*, 51(2): 142–146.

Corciolani G., Vichi A., Davidson C.L., Ferrari M. (2008) The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. *Oper. Dent.*, 33(3): 325–331.

Ergun G., Egilmez F., Cekic-Nagas I. (2010) The effect of light curing units and modes on cytotoxicity of resin-core systems. *Med. Oral. Patol. Oral. Cir. Bucal.*, 15(6): e962–e968.

Erickson R.L., Barkmeier W.W., Halvorson R.H. (2014) Curing characteristics of a composite — part 1: cure depth relationship to conversion, hardness and radiant exposure. *Dent. Mater.*, 30(6): e125–e133.

Ferracane J.L., Berge H.X., Condon J.R. (1998) *In vitro* aging of dental composites in water — effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J. Biomed. Mater. Res.*, 42(3): 465–472.

Ferracane J.L., Mitchem J.C., Condon J.R., Todd R. (1997) Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J. Dent. Res.* 76(8): 1508–1516.

Gan J.K., Yap A.U., Cheong J.W. et al. (2018) Bulk-fill composites: Effectiveness of cure with poly- and monowave curing lights and modes. *Oper. Dent.*, 43(2): 136–143.

Halvorson R.H., Erickson R.L., Davidson C.L. (2002) Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent. Mater.*, 18(6): 463–469.

Ikemura K., Endo T. (2010) A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent. Mater. J.*, 29(5): 481–501.

Jandt K.D., Mills R.W. (2013) A brief history of LED photopolymerization. *Dent. Mater.*, 29(6): 605–617.

Koran P., Kurschner R. (1998) Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am. J. Dent.*, 11(1): 17–22.

Leprince J., Devaux J., Mullier T. et al. (2010) Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper. Dent.*, 35(2): 220–230.

Leprince J.G., Leveque P., Nysten B. et al. (2012) New insight into the «depth of cure» of dimethacrylate-based dental composites. *Dent. Mater.*, 28(5): 512–520.

Lovell L.G., Newman S.M., Donaldson M.M., Bowman C.N. (2003) The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model, unfilled dental resin. *Dent. Mater.*, 19(6): 458–465.

Mills R.W. (1995) Blue light emitting diodes — another method of light curing? *Br. Dent. J.*, 178(5): 169.

Munchow E.A., Meereis C.T.W., de Oliveira da Rosa W.L. et al. (2018) Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: a systematic review and meta-analyses of technique protocol and photo-activation strategies. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 82: 77–86.

Musanje L., Darvell B.W. (2003) Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent. Mater.*, 19(6): 531–541.

Neumann M.G., Miranda W.G.Jr., Schmitt C.C. et al. (2005) Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J. Dent.*, 33(6): 525–532.

Price R.B. (2014) Light curing guidelines for practitioners: a consensus statement from the 2014 symposium on light curing in dentistry, Dalhousie University, Halifax, Canada. *J. Can. Dent. Assoc.*, 80: e61.

Price R.B., Derand T., Sedarous M. et al. (2000) Effect of distance on the power density from two light guides. *J. Esthet. Dent.*, 12(6): 320–327.

Price R.B., Felix C.A. (2009) Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent. Mater.*, 25(7): 899–908.

Price R.B., Ferracane J.L., Shortall A.C. (2015) Light-curing units: a review of what we need to know. *J. Dent. Res.*, 94(9): 1179–1186.

Price R.B., Labrie D., Bruzell E.M. et al. (2016) The dental curing light: a potential health risk. *J. Occup. Environ. Hyg.*, 13(8): 639–646.

Price R.B., McLeod M.E., Felix C.M. (2010) Quantifying light energy delivered to a class I restoration. *J. Can. Dent. Assoc.*, 76: a23.

Rueggeberg F.A. (2011) State-of-the-art: dental photocuring — a review. *Dent. Mater.*, 27(1): 39–52.

Rueggeberg F.A., Caughman W.F., Curtis J.W.Jr. (1994) Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper. Dent.*, 19(1): 26–32.

Rueggeberg F.A., Cole M.A., Looney S.W. et al. (2009) Comparison of manufacturer-recommended exposure durations with those determined using biaxial flexure strength and scraped composite thickness among a variety of light-curing units. *J. Esthet. Restor. Dent.*, 21(1): 43–61.

Soares C.J., Rodrigues M.P., Vilela A.B. et al. (2017) Evaluation of eye protection filters used with broad-spectrum and conventional LED curing lights. *Braz. Dent. J.*, 28(1): 9–15.

Sobrinho L.C., Goes M.F., Consani S. et al. (2000) Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 11(6): 361–364.

Sunitha C., Kailasam V., Padmanabhan S., Chitharanjan A.B. (2011) Bisphenol A release from an orthodontic adhesive and its correlation with the degree of conversion on varying light-curing tip distances. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.*, 140(2): 239–244.

Shortall A.C. (2005) How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J. Oral. Rehabil.*, 32(12): 906–911.

Shortall A.C., Price R.B., MacKenzie L., Burke F.J. (2016) Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units — Part 1. *Br. Dent. J.*, 221(8): 453–460.

von Blunck U., Ilie N. (2019) Lichtpolymerisation heute (https://www.zm-online.de/archiv/2019/23_24/zahnmedizin/lichtpolymerisation-heute/seite/4/).

Адрес для переписки:

Ольга Викторовна Ищенко
02000, Киев, ул. Генерала Алмазова, 14
Центральная стоматологическая поликлиника
Министерства обороны Украины
E-mail: sanao2012@ukr.net

Получено 16.03.2020