

ОЦЕНКА ПОЛИМЕРИЗАЦИИ КОМПОЗИТА

*Кафедра терапевтической стоматологии
ГБОУ ВПО «Кубанский государственный медицинский университет»
Министерства здравоохранения Российской Федерации,
Россия, 350063, г. Краснодар, ул. Седина, 4; тел. +78612358101. E-mail: adamchik1@mail.ru*

Светоотверждаемые композитные материалы широко применяются при реставрации зубов в терапевтической стоматологии. При этом существуют определённые осложнения, связанные с особенностями полимеризации композита. В данной работе проведён сравнительный анализ глубины полимеризации различных композитных материалов при помощи галогеновых, диодных и поливалентных фотополимеризаторов с нагреванием и без.

Ключевые слова: композит, нагревание, длина волны, лампа фотополимеризующая, фотоинициатор.

A. A. ADAMCHIK

APPRAISAL OF COMPOSITE'S POLYMERIZATION

*Department of therapeutic dentistry
GBOU VPO Kuban state medical university, Russia, Ministry of health,
Russia, 350063, Krasnodar, Sedina str., 4; tel. +78612358101. E-mail: adamchik1@mail.ru*

Light curing composites are widely used in therapeutic dentistry when teeth are restored. But there are some complications that are connected with features of composite's polymerization. During this work it was made comparative analysis of polymerization's depth of different composite materials using halogen, diode and polyvalent polymerization apparatus with and without heating.

Key words: composite, heating, wave's length, polymerization apparatus, photoinitiator.

В терапевтической стоматологии широко используются современные светоотверждаемые композиты, которые обладают множеством положительных характеристик. Однако при реставрации зубов возникают осложнения: полимеризационная усадка, послеоперационная чувствительность – дискомфорт, неустойчивое соединение с дентином и, как следствие, краевая щель [1, 2, 3, 4, 5].

Врачу при выборе композита необходимо учитывать его состав, а также вид используемого фотоинициатора в фотокомпозите для полимеризации. Выбор производителем фотоинициатора не случаен, т. к. от физико-химических свойств этой фракции композита в том числе зависит и цвет будущей реставрации. В большинстве композитах производители используют камфорохинон, который поглощает видимое излучение с максимумом на уровне 470 нм. В светлых оттенках, например для отбеленных зубов оттенка Bleach, B1, A1, N, присутствуют фотоинициатор фенилпропандион, диапазон поглощения которого связан с волнами более короткой длины с максимумом на уровне 400 нм, и люцерин – максимум поглощения 380–430 нм (рис. 1).

Соотношение концентраций инициаторов определяет оттенок материала. На рисунке 2 видно, что выбор производителем фотоинициаторов

люцерина и фенилпропандиона в светлых оттенках композитных материалов неизбежен ввиду их белого цвета, или возможна комбинация с камфорохиноном.

К сожалению, в аннотации к материалу не всегда можно увидеть состав фотоинициатора. Для получения информации о типе используемого фотоинициатора в интересующих нас композитах мы направили Интернет-запросы в фирмы-производители. Некоторые производители предоставили нам перечень материалов с проблематичной полимеризацией светодиодными лампами с узким спектром: реставрационные материалы Pyramid enamel оттенка A1, N, T «Bisco», Solitaire 2 «Heraeus Kulzer», адгезивные системы Touch & Bond «Parkell», AQ-Bond «Sun Medical», композитные цементы Panavia F2.0 «Kuraray», Calibra орак «Dentsply», светоотверждаемый защитный лак BisCover «Bisco», Luxaglaze «DMG Hamburg», Palaseal «Heraeus Kulzer», Stern Vantage Varnish LC «Sterngold», LLC Quik glaze «All Dental Prodx». Другие фирмы просто предоставили нам перечень и комбинации используемых фотоинициаторов [6, 7, 10, 11]. Ряд фирм не предоставили данные ввиду конфиденциальности этой информации.

В современной стоматологической практике для полимеризации фотокомпозитов используются

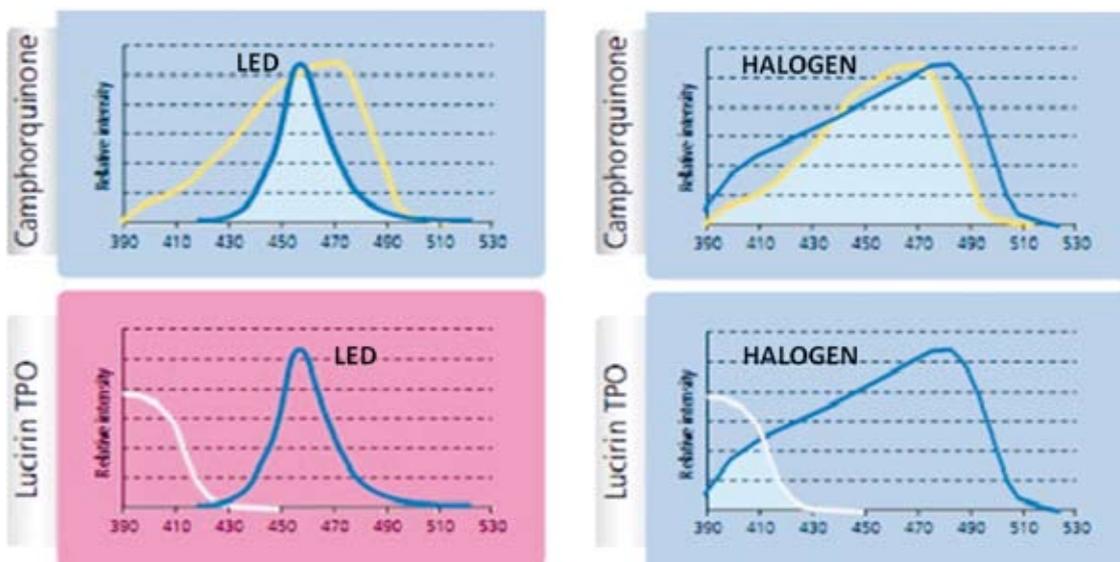


Рис. 1. График диапазона поглощения длин волн фотоинициаторами в зависимости от источника излучения



Рис. 2. Фотоинициаторы, используемые в фотокомпозитах

различные виды полимеризационных ламп. В большинстве случаев применяются фотополимеризаторы с LED-технологией. Спектр излучения у них, как правило, 430–490 нм, он перекрывает диапазон инициации камфорохинона, максимум поглощения которого 470 нм. Галогеновые лампы со спектром 390–510 нм также перекрывают катализ камфорохинона. Но если в состав материала помимо камфорохинона входят другие инициаторы, то использование стандартных LED-ламп будет приводить к неполной полимеризации (рис. 1). В результате незавершённой полимеризации образуются остаточные непрореагировавшие мономеры. Эти мономеры, выделяясь в слюну, могут способствовать развитию аллергической реакции, стимулировать рост бактерий вокруг реставраций или вызывать осложнения кариеса (некроз пульпы, периодонтит).

Непрореагировавшие мономеры также могут действовать как пластификатор, уменьшая ме-

ханическую прочность реставрации и усиливая её набухание. Окисление ненасыщенных метакрилатных групп может быть причиной изменения цвета композита и образования формальдегида, также имеющего аллергенный потенциал [5, 6, 9, 11, 13, 14]. Поэтому на рынке стоматологической продукции появились поливолновые LED-лампы (polywave® LED). В настоящее время известны три производителя: «Ivoclar Vivadent» – bluephase, bluephase 20i, bluephase C8; «CAO Group, Inc» – Ascent PX LED Curing Light; «Ultradent Products, Inc» – Ultra-Lume® LED 5, VALO Cordless Led Curing Light, VALO LED Curing Light, спектр излучения фотополимеризаторов которых включает как галогенные, так и светодиодные источники (от 385 до 515 нм).

Также в доступной литературе мы нашли информацию о методике работы с предварительно нагретым композитом. Например, прибор «Kalset» («AdDent», США) нагревает композит перед

Зависимость глубины (мм) полимеризации исследуемых композитных материалов от типа фотополимеризатора

№	Фотополимеризатор		Demetron Optilux Kerr		Demi Kerr		Bluephase G2 Ivoclar Vivadent	
			400 Вт		1200–1300 Вт		1100 Вт	
	Мощность фотополимеризатора	Без нагревания, n=10	С нагреванием, n=10	Без нагревания, n=10	С нагреванием, n=10	Без нагревания, n=10	С нагреванием, n=10	С нагреванием, n=10
Наименование материала	Время полимеризации		20 секунд		10 секунд		10 секунд	
±стандартное отклонение								
1	Tetric N-Ceram A1 «Ivoclar Vivadent»	4,478±0,250	4,705±0,168	5,232±0,212	5,412±0,240	5,045±0,235	5,172±0,244	
2	Estelite Quick A1 «Tokuyama»	4,304±0,158	4,566±0,189	4,895±0,164	5,224±0,180	4,710±0,220	4,972±0,235	
3	Tetric N-ceram Bleach I «Ivoclar Vivadent»	4,837±0,160	4,810±0,230	5,571±0,197	6,237±0,230	5,417±0,205	5,862±0,268	
4	Filtek Z250 A1 «3M»	5,342±0,150	5,650±0,110	6,191±0,156	6,537±0,245	5,887±0,210	6,404±0,245	
5	Composite A1 «Prime Dental»	4,624±0,175	5,216±0,124	4,583±0,179	5,441±0,198	4,703±0,240	5,133±0,224	
6	Tetric N-Ceram A3.5 «Ivoclar Vivadent»	3,245±0,127	3,702±0,195	3,895±0,210	4,150±0,180	3,845±0,156	4,148±0,210	
7	Herculite XRV ultra A3.5 «Kerr»	3,030±0,135	3,124±0,230	3,317±0,188	3,345±0,135	3,245±0,148	3,428±0,185	

внесением до температуры 54° С или 60° С и позволяет дополнительно улучшить полимеризацию, адаптацию и конечное качество композитной реставрации. Объем полимеризации композита выражается в степени конверсии мономерных связей С=С в полимерные С-С. Степень конверсии влияет на физические и механические свойства полимера. Усиление конверсии связей делает поверхность полимера более твердой, увеличивает прочность на изгиб и модуль упругости, повышает устойчивость к перелому, увеличивает предел диаметальной прочности на разрыв и устойчивость к износу. При полимеризации на конверсию мономеров и, соответственно, на свойства полимера оказывает влияние также температура. С увеличением температуры возрастает мобильность радикалов, и в результате снижения вязкости системы происходит дополнительная полимеризация [1, 2, 3, 5].

Цель работы – сравнительное изучение глубины полимеризации композитных материалов оттенка А1, А3,5 и Bleach I с нагреванием и без в зависимости от типа источника и мощности фотополимеризатора.

Материалы и методы исследования

Для проведения исследования мы пользовались международной методикой ISO 4049 («Глубина полимеризации композитных материалов»). Нами были использованы различные полимеризационные лампы: LED-лампа Demi «Kerr» мощностью 1200–1300 Вт; галогеновая лампа Demetron «Kerr» мощностью 450–500 Вт; LED-лампа поливолновая Bluephase «Ivoclar Vivadent» мощностью 1200–1300 Вт. Для проведения методики ISO 4049 нами был изготовлен специальный разборный фантом, состоящий из 3 частей: фиксирующего кольца, заготовки с каналом диаметром 4 мм и длиной 12 мм, разделенной асимметрично на 2 части для исключения смещения композитных материалов.

Для нагревания фотокомпозитов применяли бытовую микроволновую печь «SAMSUNG GE712MR-W» мощностью 750 Вт. Для измерения глубины полимеризации использовали микрометр электронный «Griff» (Россия). Исследовали 7 фотокомпозитных материалов различных оттенков: Tetric N-ceram A1 «Ivoclar vivadent», Estelite Quick A1 «Tokuyama Dental», Tetric N-ceram Bleach I «Ivoclar vivadent», Filtek z250 A1 «3M ESPE», Composite A1 «Prime Dental», Tetric N-Ceram A3.5 «Ivoclar Vivadent», Herculite XRV Ultra A3.5 «Kerr».

В соответствии с методикой ISO 4049 в металлическую форму из нержавеющей стали помещали исследуемый композит, предварительно нагретый до 37,0° С в микроволновой печи 20 сек., мощность 750 Вт, и подвергали световому воздействию раз-

личными источниками светового потока. Нужно отметить, по данным Т. Bortolotto, I. Krejci (2003), реставрации, выполненные композитом, предварительно нагретым до температуры 40° С, всего на 3° С более теплым в сравнении с температурой тела, совершенно комфортны даже для необезболненного зуба. Исследование F. Rueggeberg (2005) показало, что максимальное повышение температуры в пульпе после внесения композитного материала с температурой 57,2° С было приблизительно 1,6° С, что вполне приемлемо при доказанной способности пульпы выдерживать повышение температуры более чем на 10° С (L. Zach, G. Cohen, 2002). Затем форму открывали, излишки неполимеризованного материала удаляли гладилкой и измеряли длину заполимеризованного материала электронным микрометром «Griff» (Россия).

Результаты исследования и их обсуждение

Были получены следующие результаты глубины полимеризации в соответствии с методикой ISO 4049 (таблица).

После проведенных исследований мы пришли к следующим выводам: наибольшая глубина полимеризации 3,16 получена у композитного материала Filtek Z250 A1 «3M ESPE» с использованием светодиодной лампы Demi «Kerr» 1200–1300 Вт с нагреванием композита в течение 20 с. Наименьшая глубина полимеризации у Herculite XRV Ultra A3.5 «Kerr» – 1,7 при нагревании с использованием галогеновой лампы Demetron «Kerr» 450 Вт (рис. 3, 4, 5).

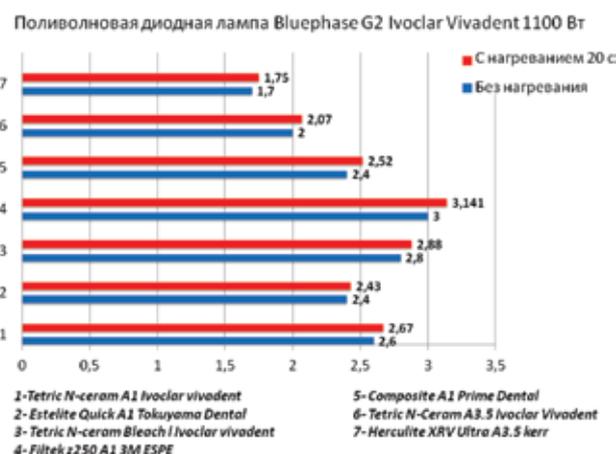


Рис. 3. График глубины полимеризации композитов при использовании поливолновой диодной лампы Bluephase G2 «Ivoclar Vivadent»

Светодиодная лампа Demi «Kerr» и поливолновая лампа Bluephase «Ivoclar Vivadent» показали наибольшую глубину полимеризации композитных материалов как с нагреванием, так и без по сравнению с галогеновой лампой Demetron «Kerr».

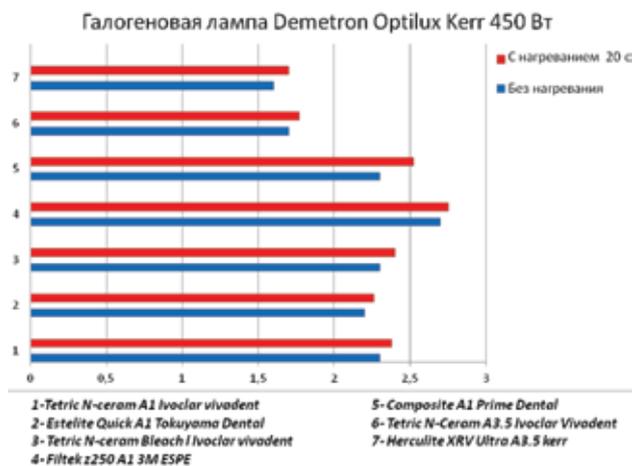


Рис. 4. График глубины полимеризации композитов при использовании галогеновой лампы Demetron Optilux «Kerr»

Исходя из проведенных исследований мы рекомендуем использовать для фотополимеризации композитных материалов оттенка А2, В2 и темнее по расцветке Vita светодиодные типы фотополимеризаторов с максимально высокой мощностью. Для оттенка А1, В1 и Bleach – полноволновых LED-ламп или галогеновых фотополимеризаторов. Также оптимально сочетание галогеновых и диодных ламп, так как данная комбинация источников излучения гарантирует полную полимеризацию композита вне зависимости от вида фотоинициатора.

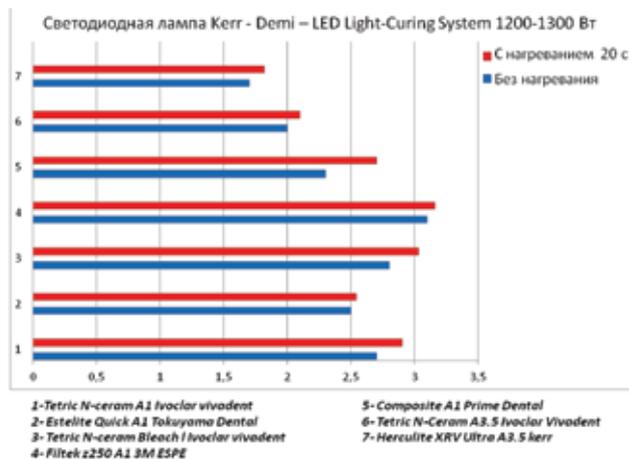


Рис. 5. График глубины полимеризации композитов при использовании светодиодной лампы Demi – LED Light-Curing System «Kerr»

Таким образом, предварительное нагревание композитов приводит к увеличению пластичности, текучести материала, что значительно облегчает процесс пломбирования. В этой связи, по мнению авторов, можно отказаться и от применения жидкотекучих материалов ввиду большей полимеризационной усадки последних в пользу разогретого композита. Дополнительное нагревание композита

та улучшает адаптацию к стенкам полости, позволяет сократить время световой экспозиции с получением в результате более высокого уровня конверсии мономеров и, как следствие, улучшением долговечности и эстетичности реставрации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Даронч М., Рюеггеберг Ф., Де Гоуз М. Конверсия мономеров в предварительно нагретом композите // ДентАрт. – 2007. – № 1. – С. 55–61.

2. Кондит М., Лейнфелдер К. Улучшение полимеризации композитов // ДентАрт. – 2007. – № 2. – С. 31–34.

3. Пат. 2280418. Российская Федерация. МПК А61С5/00 (2006. 01) А61С5/04 (2006. 01) Способ пломбирования зубов с полостями I–II классов [Текст]. Адамчик А. А., Адамчик Ал. А., Арутюнов А. В. Заявитель и патентообладатель Адамчик А. А. (RU), Адамчик Ал. А. (RU), Арутюнов А. В. (RU). – № 2005101112/14; заявл. 19. 01. 2005; опубл. 27.07.2006, бюл. № 21. – 5 с.

4. Blalock J. S., Holmes R., Rueggeberg F. A. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness // J. prosthet. dent. – 2006. – Vol. 96. № 424. – P. 32.

5. Daronch M., Rueggeberg F. A., Hall G., De Goes M. F. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperaturerise // Dent. mater. – 2007. – Vol. 23. № 1283. – P. 8.

6. Daronch M., Rueggeberg F. A., De Goes M. F., Guidici R. Polymerization kinetics of Pre-heated composite // J. dent. res. – 2006. – Vol. 85. № 38. – P. 43.

7. Floyd C. J. E., Dickens S. H. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems // Dent. mater. – 2006. – Vol. 22. № 1143. – P. 1149.

8. Opdam N. J., Roeters J. J., Joosten M., Veeke O. Porosities and voids in class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite // Dent. mater. – Vol. 18. – P. 58–63.

9. Pfeifer C. S., Shelton Z. R., Braga R. R., Windmoller D., Machado J. C., Stansbury J. W. Characterization of dimethacrylate polymeric networks: a study of the crosslinked structure formed by monomers used in dental composites // European polymer journal. – 2010. – Vol. 2. № 47. – P. 162–170.

10. Rueggeberg F. A., Daronch M., De Goes M. F. Monomer conversion of pre-heated composite // J. dent. res. – 2005. – № 84 (7). – P. 663–667.

11. Uctasli M. B., Arisu H. D., Lasilla L. V., Valittu P. K. Effect of preheating on the mechanical properties of resin composites // Eur. j. dent. – 2008. – Vol. 2. № 263. – P. 8.

12. Viljanen E. K., Skrifvars M., Vallittu P. K. Dendritic copolymers and particulate filler composites for dental applications: degree of conversion and thermal properties // Dent. mater. – 2007. – Vol. 23. № 1420. – P. 1427.

13. Walter R., Swift E., heikh H., Ferracane J. L. Effects of temperature on composite resin shrinkage // Quintessence int. – 2009. – Vol. 40. № 843. – P. 7.

14. Wagner W. C., Asku M. N., Neme A. L., Linger J. B., Pink F. E., Walker S. Effect of pre-heating resin composite on restotation microleakage // Oper. dent. – 2008. – Vol. 33. № 72. – P. 8.

Поступила 09.10.2014