

Влияние предварительного нагревания на глубину полимеризации светоотверждаемых композитных материалов

Д.З. Мамедли, М.Т. Басек, А.И. Лунашко, М.А. Абайханова

*Первый Санкт-Петербургский Государственный университет им. акад.
И.П.Павлова*

Аннотация: Проведен анализ влияния нагревания на глубину полимеризации композитных материалов светового отверждения. Для измерения глубины полимеризации использовали электронный микрометр. Наибольшая разница в глубине полимеризации до и после нагревания получена у композитного материала Filtek ULTIMATE «3М ESPE». Наименьшая разница в глубине полимеризации до нагревания и после у Nexcomp «MetabioMEDCo». После нагревания отмечено улучшение пластичных и текучих свойств материалов, что улучшает адаптацию к стенкам полости во время проведения реставрации.

Ключевые слова: композиционный материал светового отверждения, полимеризация, нагревание композитов, микрометр.

Введение

Светоотверждаемые композиционные материалы сегодня являются основными реставрационными материалами в терапевтической стоматологии. Тенденция улучшения свойств композитов, по большей мере, сводится к совершенствованию их физических свойств в комбинации с повышенной полируемостью, которая повышает эстетические параметры реставрации. Преимущества композитов перед другими пломбирочными материалами позволяют их использовать в любых клинических ситуациях (как у передней, так и у боковой группы зубов). Этому способствуют высокие эстетические свойства и достаточные прочностные характеристики. Кроме этого, композиты обладают высокой технологичностью при выполнении реставраций и минимальной полимеризационной усадкой [1].

Совершенствование композитных материалов для прямых реставраций давно является одной из основных целей прогрессивного развития терапевтической стоматологии и стоматологического материаловедения в целом. За последние десятилетия на рынке появились новые поколения композитных материалов, позволяющие врачу-стоматологу улучшить

качество реставрации, а также обеспечивающие простоту и эффективность выполнения самой манипуляции [2].

В течение последних двух десятилетий исследователи много внимания уделяли таким параметрам, как интенсивность светового потока полимеризационного прибора, время отверждения, разные техники полимеризации, наличие влаги в реставрационном поле. И мало внимания обращали на свойства непосредственно вносимого композита под воздействием разных температур: изменения твердости материала после полимеризации, время полимеризации, пластичность при манипуляциях и адаптацию в краевых зонах полости, уровень конверсии (формирования двойных связей) [3 - 10].

Объём полимеризации композита выражается в степени конверсии мономерных связей $C=C$ в полимерные $C-C$. Степень конверсии влияет на физические и механические свойства полимера. Усиление конверсии связей делает поверхность полимера более твёрдой, 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 [4].

Исходя из этого, изучение влияния процесса нагревания на изменение глубины полимеризации светоотверждаемых композитных материалов и анализ результатов нагревания, выявление преимуществ и недостатков является актуальной научно-практической задачей для улучшения качества стоматологических реставраций.

Материалы и методы

Исследование проводилось в соответствии с требованиями ГОСТ 31574-2012 «Материалы стоматологические полимерные восстановительные. Технические требования. Методы испытаний».

Исследовали 7 светоотверждаемых композитных материалов оттенка А3: Filtek ULTIMATE «3М ESPE», Estelite Quick «Tokuyama Dental», Estelite PALFIQUE «Tokuyama Dental», Charisma «Heraeus Kulzer», Nexcomp «MetabioMEDCo», DentLight «VladMiVa», Filtek Z250 «3М ESPE». Из каждого материала было изготовлено 10 опытных образцов.

Нами был использован аппарат для светового отверждения - программируемый фотополимеризатор стоматологический светодиодный ФПС-01 А2 «ТехноГамма» мощностью 1000–1200 Вт (рис.1). Принцип работы программируемого фотополимеризатора основан на способности специального пломбирочного материала отвердевать под воздействием излучения определённого спектра и интенсивности. В полимеризаторе в качестве источника излучения используется светодиод производства компании LUXEON, излучающий световой поток с длиной волны 460 нм. Вследствие чего полимеризатор, в отличие от галогенного полимеризатора, не излучает световой поток в диапазонах длин волн 300-430 нм и 470-510 нм, не принимающих участия в полимеризации реставрационных материалов. Поэтому приведенный коэффициент разности светового потока полимеризатора светодиодного к галогенному 1.5 – 2. Интенсивность и глубина проникновения излучения полимеризатора соответствует излучению галогенного полимеризатора мощностью излучения 900 мВт/см².



Рис. 1. - Программируемый фотополимеризатор стоматологический светодиодный ФПС-01 А2 «ТехноГамма» мощностью 1000–1200 Вт

Для нагревания композитного материала был использован прибор «Calset Tri Tray» (AdDent, США), который нагревает композит перед внесением до температуры 54° С или 60° С.

В соответствии с ГОСТ 31574-2012 была изготовлена форма металлическая для приготовления цилиндрического образца материала длиной 10 мм и диаметром 4 мм (рис. 2).



Рис. 2. – Форма металлическая для приготовления образца материала

Для измерения глубины полимеризации использовали микрометр электронный «ТЕХРИМ» (Россия) ГОСТ 6507-90 с погрешностью 0,001 мм (рис.3).



Рис. 3. – Микрометр электронный «ТЕХРИМ»

Для контроля температуры образцов использовали пирометр бесконтактный инфракрасный VENETECH GM320, США (разрешение 0.1°C, погрешность $\pm 1.5^\circ\text{C}$).

В соответствии с методикой ISO 4049 в металлическую форму из нержавеющей стали помещали исследуемый композит, далее нагревали до 50°C приблизительно 30 сек., и подвергали световому воздействию (полимеризации). Затем форму открывали, излишки неполимеризованного материала удаляли гладилкой и измеряли длину полимеризованного материала электронным микрометром.

Результаты исследования

Были получены следующие результаты глубины полимеризации в соответствии со стандартом ГОСТ 31574-2012 (таблица № 1).

Во время проведения исследования мы заметили, что после нагревания материал становится более пластичным и текучим, что должно улучшать адаптацию к стенкам полости во время проведения реставрации.

**Зависимость глубины полимеризации композитных материалов от
нагревания**

Название материала	Глубина полимеризации, мм	
	До Нагревания	После нагревания
Filtek ULTIMATE «3M ESPE»	3,926± 0,150	5,547±0,196
Estelite Quick «Tokuyama Dental»	3,463±0,058	4,178±0,059
Estelite PALFIQUE «Tokuyama Dental»	5,169±0,110	5,784±0,228
Charisma «Heraeus Kulzer»	3,675±0,053	4,017±0,005
Nexcomp «MetabioMEDCo»	4,691±0,132	4,941±0,104
DentLight «VladMiva»	5,336±0,207	6,102±0,295
Filtek Z250 «3M ESPE»	3,775±0,125	4,362±0,130

Как видно из таблицы, наибольшая разница в глубине полимеризации до и после нагревания получена у композитного материала Filtek ULTIMATE «3M ESPE» и равна 1,621 мм, следующим оказался материал DentLight «VladMiva» с разницей в глубине полимеризации 0,766 мм. Далее за отечественным материалом следуют композиты Estelite Quick «Tokuyama Dental» - разница равна 0.715 мм, и Estelite PALFIQUE «Tokuyama Dental», разница которого, соответственно, равна 0,615 мм. Наименьшая разница в глубине полимеризации до нагревания и после у Nexcomp «MetabioMEDCo» – 0,25 мм, далее расположился немецкий материал Charisma Heraeus Kulzer с разницей в глубине полимеризации 0.342 мм (рис. 4).

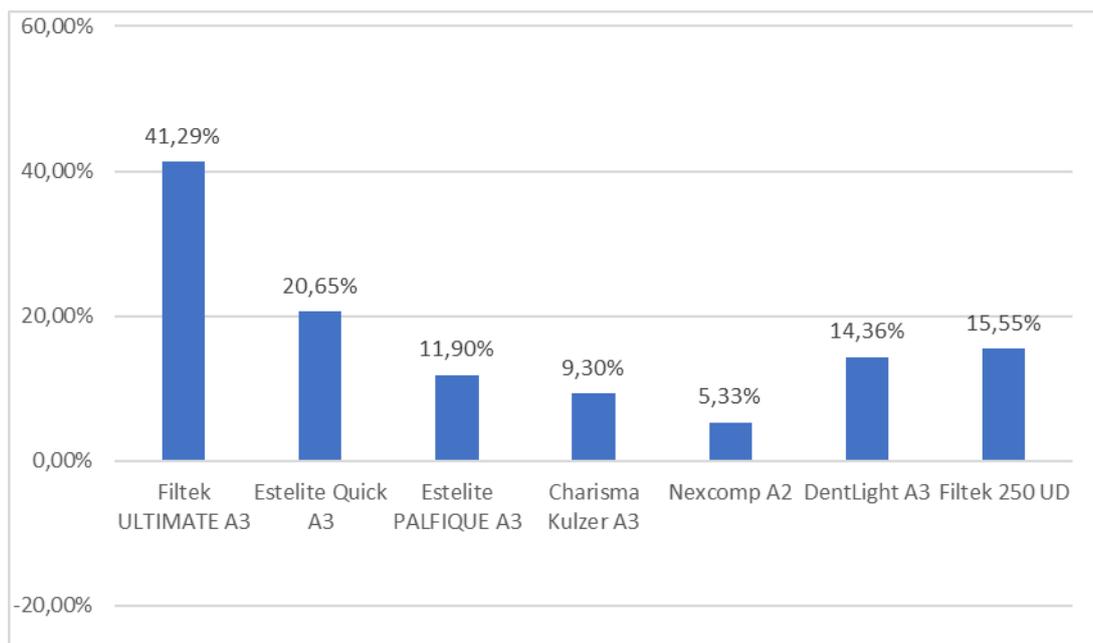


Рис.4 – Увеличение глубины полимеризации композитных материалов после нагревания

Выводы

По итогам проведённого исследования можно сделать следующие выводы.

1. Предварительное нагревание композитов приводит к увеличению пластичности, текучести материала, что значительно облегчает процесс пломбирования. Композитный материал после нагревания без усилий распределяется в полости, заполняя все микрошероховатости, что обеспечивает лучшую адаптацию и краевое прилегание к твёрдым тканям зуба.

2. Материал после нагревания гораздо меньше прилипает к инструментам.

3. После нагревания значительно увеличивается глубина полимеризации светоотверждаемого композитного материала (до 41.3%), что снижает содержание оставшейся (неполимеризовавшейся) части материала.

Это позволяет сократить время световой экспозиции, добиться более высокого уровня конверсии мономеров и, как следствие, улучшить долговечность и эстетичность реставрации.

Таким образом, большое количество неоспоримых преимуществ нагретых композитных материалов даёт основание полагать, что спектр применения этих материалов будет постепенно расширяться, давая новые возможности достижения успеха в стоматологической практике.

Литература

1. Даронч М., Руеггеберг Ф., Де Гоуз М. Конверсия мономеров в предварительно нагретом композите // ДентАрт. 2007. № 1. С. 55-61.
2. Арутюнов С.Д., Карпова В.М., Бейтан А.В. Современные нанокompозиты в технологии замещения клиновидных дефектов // Институт стоматологии. 2006. Т.3. № 32. С. 56-57.
3. Кондит М., Лейнфелдер К. Улучшение полимеризации композитов // ДентАрт. 2007. № 2. С. 31-34.
4. Адамчик А. А. Оценка полимеризации композита // Кубанский научный медицинский вестник. 2015. №. 1. С. 7-11.
5. Кудрявцев П. Г., Фиговский О. Л. Нанокompозитные органоминеральные гибридные материалы // Инженерный вестник Дона. 2014. №. 2. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2014/2476.
6. Щербаков И.Н., Дерлугян Ф.П. Обоснование процесса композиционных антифрикционных самосмазывающихся материалов с заданными техническими характеристиками методом химического наноконструирования // Инженерный вестник Дона. 2010. №. 4. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2010/287
7. Deb S., Di Silvio L., Mackler H.E., Millar B.J. Pre-warming of dental composites // Dental materials. 2011. V. 27. №. 4. pp. 51-59.



8. Tarle Z., Knezevic A., Demoli N., Meniga A., Sutalo J., Unterbrink G., Pichler G. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage // Operative Dentistry. 2006. T. 31. №. 2. pp. 219-226.
9. Freedman G., Krejci I. Warming up to composites // Compendium. 2004. T. 25. №. 5. pp. 1-4.
10. Papacchini F., Magni E., Radovic I., Mazzitelli C., Monticelli F., Goracci C., Ferrari M. Effect of intermediate agents and pre-heating of repairing resin on composite-repair bonds // Operative dentistry. 2007. V. 32. №. 4. pp. 363-371.

References

1. Daronch M., Rueggeberg F., De Gouz M. DentArt. 2007. № 1. pp. 55-61.
2. Arutjunov S.D., Karpova V.M., Bejtan A.V. Institut stomatologii. 2006. №3. pp. 56-57.
3. Kondit M., Lejnfelder K. DentArt. 2007. № 2. pp. 31-34.
4. Adamchik A. A. Kubanskij nauchnyj medicinskij vestnik. 2015. №. 1. Pp. 7-11.
5. Kudryavcev P. G., Figovskij O. L. Inženernyj vestnik Dona (Rus), 2014. №. 2. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n2y2014/2476.
6. SHCHerbakov I.N., Derlugyan F.P. Inženernyj vestnik Dona (Rus), 2010. №. 4. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2010/287
7. Deb S., Di Silvio L., Mackler H.E., Millar B.J. Dental materials. 2011. V. 27. №. 4. pp. 51-59.
8. Tarle Z., Knezevic A., Demoli N., Meniga A., Sutalo J., Unterbrink G., Pichler G. Operative Dentistry. 2006. V. 31. №. 2. pp. 219-226.
9. Freedman G., Krejci I. Compendium. 2004. V. 25. №. 5. pp. 1-4.
10. Papacchini F., Magni E., Radovic I., Mazzitelli C., Monticelli F., Goracci C., Ferrari M. Operative dentistry. 2007. V. 32. №. 4. pp. 363-371.