

Ciência Atual

Revista Científica
Multidisciplinar das
Faculdades São José

2016
Volume 7 | Nº1



FACULDADES
SÃO JOSÉ

ISSN 2317-1499

INFLUÊNCIA DAS TÉCNICAS DE FOTOATIVAÇÃO NAS PROPRIEDADES DE MATERIAIS RESTAURADORES POLIMÉRICOS

Influence of Photoactivation Techniques on Polymeric Restorative Materials Properties

Keyla Freire Pereira
Mestre em Dentista UFF

Michelle Paiva Weydt Galhardi
Mestre em Ortodontia UNOPAR

Marcelo Gama Cláudio de Carvalho
Mestre em Dentística UNITAU

Fábio Pinheiro Santos
Mestre em Dentística UFF

Rudá França Moreira
Doutor em Odontologia UERJ

Vitor Hugo Silva Nunes
Mestre em Odontologia UFF

RESUMO

Em virtude da popularização das resinas compostas como um material restaurador, um grande número de estudos vem buscando constantes melhorias nas propriedades mecânicas e características estéticas desses materiais. Contudo, dentre outros inconvenientes inerentes aos compósitos, como incompleta conversão polimérica e sorção de água, encontram-se a contração de polimerização e, conseqüentemente, o estresse por ela gerado. Esses fatores são considerados determinantes na longevidade das restaurações e estão diretamente associados a uma correta polimerização do material. Ademais, diante dos inúmeros aparelhos fotoativadores atuais, é fundamental que o profissional conheça as vantagens e limitações de cada uma dessas fontes de luz, bem como os fundamentos físico-químicos que envolvem o processo de fotoativação. Assim, o objetivo do presente trabalho é discorrer, por meio de uma revisão da literatura, os fatores influentes no processo de fotoativação, relacionando-os com as propriedades mecânicas dos materiais poliméricos e as devidas influências clínicas.

Palavras-Chave: fotoativação, led, luz halógena, argon laser

ABSTRACT

Due to the composite resins popularization as a restorative material, a large number of studies have sought constant improvements in the mechanical properties and aesthetic characteristics of these materials. However, among other drawbacks inherent to composites, such as incomplete polymer conversion and water sorption, there are the polymerization contraction and, consequently, the stress generated by it. These factors are considered determinants in the longevity of the restorations and are directly associated to a correct polymerization of the material. In addition, in view of the numerous current photoactivating devices, it is fundamental that the professional knows the advantages and limitations of each of these light sources, as well as the physico-chemical fundamentals that involve the photoactivation process. Thus, the objective of the present study is to discuss, through a review of the literature, the factors influencing the photoactivation process, relating them to the mechanical properties of the polymeric materials and the appropriate clinical influences.

Keywords: photoactivation, led, halogen light, argon laser

INTRODUÇÃO

Desde a introdução da resina composta fotopolimerizável, na década de 70, os materiais resinosos passaram por constantes modificações, proporcionando melhorias nas propriedades mecânicas e resultados estéticos mais satisfatórios (LU et al, 2005).

Apesar desses progressos, problemas como sensibilidade pós-operatória, desgaste e infiltração marginal ainda ocorrem. Grande parte desses inconvenientes está relacionado à polimerização incompleta da resina composta, o que resulta na deterioração de suas propriedades mecânicas e físicas (TOPCU et al, 2010). Além disso, o composto fica mais suscetível à descoloração e causa um aumento na absorção de água (REIS & LOGUÉRCIO, 2009). Dessa forma, uma adequada polimerização é considerada uma das principais causas do sucesso clínico e sua implementação depende de uma compreensão abrangente dos componentes resinosos e seus efeitos sobre a eficiência do processo de fotoativação, bem como dos métodos de ativação pela luz (NALCACI et al, 2006; PRICE et al, 2013; BRANDT et al, 2013).

A fotoativação envolve, basicamente, três elementos: a unidade fotoativadora, a técnica de fotoativação e o material a ser polimerizado. Atualmente, há quatro tipos diferentes de tecnologia para a fotoativação utilizados na Odontologia: lâmpadas halógenas, lâmpadas de arco de plasma, lâmpadas LED e laser. Recentemente, também foi introduzido no mercado odontológico, os chamados LEDs polywave, que apresentam maior espectro de comprimento de onda (MILETIC et al, 2012; SANTINI et al, 2012).

O método de polimerização também pode influenciar na contração volumétrica da resina composta. Um dos artifícios para minimizar esse efeito consiste em uma ativação inicial em baixa irradiância, seguida por posterior exposição em alta irradiância. Essa técnica promove melhor adaptação marginal da restauração devido ao relaxamento das tensões ocorridas no compósito, durante a fase de polimerização inicial (LU et al, 2005).

Em relação ao material utilizado, características intrínsecas das resinas composta, como sistema iniciador utilizado, tamanho das partículas e cor, podem intervir no processo de conversão dos monômeros em polímeros (BRANDT et al, 2013; NALCACI et al, 2006).

Diante do exposto, observa-se que é fundamental o cirurgião-dentista compreender os fundamentos físico-químicos que envolvem o processo de fotoativação, de modo a otimizar o processo de polimerização das resinas compostas, melhorando as suas propriedades. Assim, o objetivo do presente trabalho é discorrer, por meio de uma revisão da literatura, os fatores influentes no processo de fotoativação, relacionando-os com as propriedades mecânicas dos materiais poliméricos e as devidas influências clínicas.

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Fundamentos físicos da fotoativação

Apesar da evolução dos sistemas de ativação por luz, os princípios da fotoativação das resinas compostas não se alteraram e são fundamentais para o entendimento das técnicas utilizadas na Odontologia. A medição e o relato precisos sobre quantidade radiométricas empregadas nos sistemas de resinas fotoativadas são essenciais não apenas para a compreensão da cinética de polimerização dos polímeros, como para uma comunicação efetiva entre pesquisadores e cirurgiões-dentistas (KIRKPATRICK, 2005).

A luz visível e todas as demais formas de irradiações físicas compõem o espectro eletromagnético, que se estende desde baixa frequência até a radiação gama (Figura 1). Essas ondas eletromagnéticas apresentam propriedades características que determinam suas particularidades, tais como comprimento de onda (λ) e frequência (f).

Figura 1:

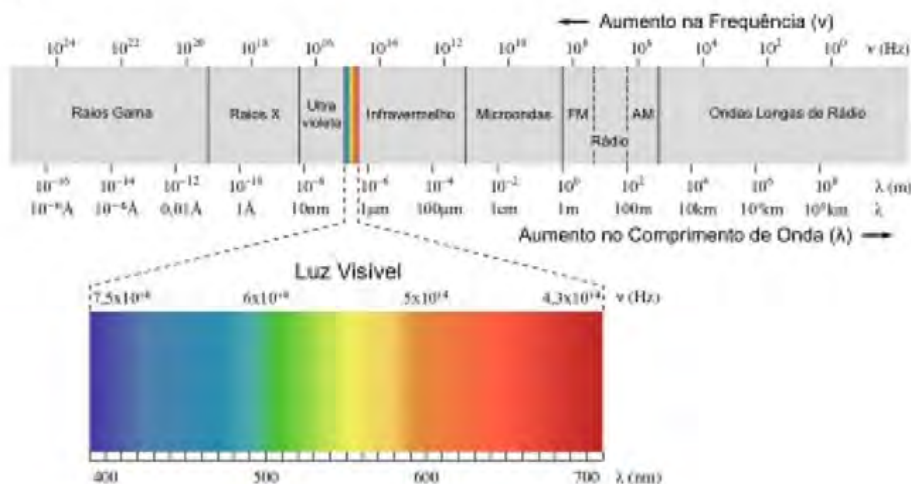


Figura 1: Espectro eletromagnético caracterizado por diversos tipos de ondas eletromagnéticas.

As ondas se propagam pelo meio e têm uma certa extensão ou comprimento de onda (λ) que pode ser definido como a distância mínima em que um padrão temporal de onda se repete (Figura 2). Quanto maior o comprimento de uma onda, menores a energia e a reatividade.

Figura 2:

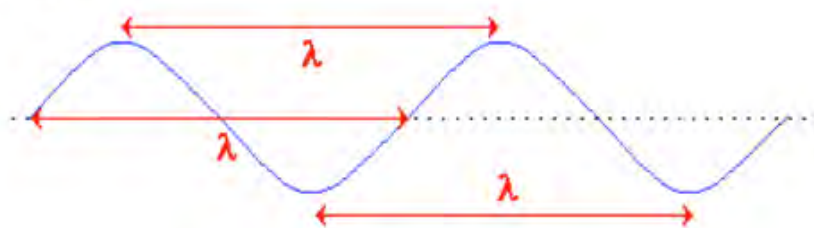


Figura 2: Comprimento de onda expresso pela distância medida entre dois picos ou vales

A frequência de onda é uma grandeza física ondulatória que indica o número de ocorrências de um evento. Assim, uma onda eletromagnética tem sua frequência representada pelo número de oscilações completas por unidade de tempo.

Uma vez que a frequência é inversamente proporcional ao comprimento de onda ($f = c / \lambda$; onde c é a velocidade da luz), quanto maior a frequência de uma onda, maior seu potencial energético e sua reatividade (REIS & LOGUÉRCIO, 2009; RAMALHO et al, 1979).

Princípios de radiometria

A luz visível é a única radiação eletromagnética perceptível aos olhos humanos, e seu comprimento de onda varia de 400 a 700 nm. Dentro deste espectro, cada cor é determinada por um comprimento de onda específico (REIS & LOGUÉRCIO, 2009)

As resinas compostas necessitam de ativação por uma fonte de luz com comprimento de onda específico, que varia de 400 a 500nm, e irradiância suficiente para que a polimerização seja efetiva (REIS & LOGUÉRCIO, 2009; KIRKPATRICK, 2005).

A irradiância é definida como a energia por unidade de área projetada e deve ser expressa em mW por cm², refletindo a quantidade de fótons emitidos por uma determinada área focal (REIS & LOGUÉRCIO, 2009; KIRKPATRICK, 2005).

A irradiância multiplicada pelo tempo de exposição resulta na exposição radiante, que deve ser medida em J/ cm². Alguns estudos acreditam que esta característica seja o principal fator determinante das propriedades do material. Baseado nisso, o princípio conhecido como "lei de reciprocidade a exposição" afirma que as propriedades dos materiais podem ser alcançadas desde que a exposição radiante seja mantida constante, não importa como ela é obtida, por diferentes combinações de irradiâncias e tempos (MIYAZAKI et al, 1996)

Dessa maneira, há uma tendência entre os dentistas e fabricantes a utilizarem uma iluminação de alta irradiância para reduzir o tempo de polimerização das resinas compostas. No entanto, a aceitação desta lei como regra geral é contrariada por várias outras obras. Primeiro porque acima de uma determinada exposição radiante há uma saturação do aumento das propriedades mecânicas, e o limite no qual esta saturação ocorre é material dependente (FENG et al, 2009; MUSANJE et al, 2003).

Além disso, apesar do aumento do grau de conversão, da resistência à flexão e da profundidade de polimerização diante de uma exposição radiante superior, combinações de diferentes tempos e irradiâncias podem conduzir a variações significativas nas propriedades do material, dentro de uma determinada exposição radiante. Feng et al. (2009) sugerem que isso ocorre pelo fato de haver uma perda precoce de radicais livres quando utilizado uma alta irradiância durante as fases iniciais de polimerização.

Em uma visão mais ampla, apesar da lei da reciprocidade a exposição ser válida para alguns materiais e propriedades, esta não é unânime e, portanto, não pode ser considerada como uma regra geral. Isso é especialmente importante dada a relutância dos fabricantes em divulgar a composição exata de resinas compostas comerciais. Assim, seria adequado utilizar uma grande gama de níveis de irradiância e tempos de irradiação para testar as propriedades dos compósitos (MUSANJE et al, 2003).

Polimerização dos materiais resinosos

O processo de polimerização compreende a conversão de monômeros em polímeros, tendo como partida a formação de radicais livres. O número de radicais livres e a proporção em que são formados constituem o fator mais importante da reação de polimerização, pois o grau de conversão polimérica depende da formação dessas moléculas (REIS & LOGUÉRCIO, 2009).

As resinas compostas possuem na sua composição agentes iniciadores que, após ativação, são capazes de formar radicais livres. Nas resinas fotoativadas, a ativação é realizada através da luz visível com um determinado comprimento de onda.

O fotoiniciador é uma molécula capaz de absorver a luz e gerar, direta ou indiretamente, compostos reativos na forma de radicais livres para iniciar a polimerização. A canforoquinona é o fotoiniciador mais utilizado atualmente e forma radicais livres de forma indireta, ou seja, requer um co-iniciador para que o processo de polimerização seja desencadeado. Esse co-iniciador é um agente redutor que não absorve luz, é uma amina terciária alifática ou aromática (SCHNEIDER et al, 2012).

As resinas compostas que utilizam a canforoquinona/amina como agente fotoiniciador, têm sua reação de polimerização iniciada a partir do momento em que a luz azul (400- 500nm) atinge o material, sendo o pico máximo de absorção com onda de 470nm de comprimento (SCHNEIDER et al, 2009).

Existe uma evidência de que concentrações mais elevadas de canforoquinona melhoraram o grau de conversão e as propriedades mecânicas do polímero formado. Mas, acima de um certo limite, não são observados mais benefícios. Além disso, concentrações mais elevadas podem afetar a estética devido à sua cor amarela intensa (SCHNEIDER et al, 2012).

Em virtude da dificuldade do desenvolvimento das tonalidades de cores das resinas compostas utilizando a canforoquinona, outros agentes com alta absorção energética e baixa contração volumétrica têm sido pesquisados (LEKEMURA, 2010).

O PPD (1-fenil- 1,2propadiona) é um fotoiniciador com eficiência semelhante à canforoquinona. Esse composto tem pico de absorção máximo de 410nm e não possui coloração amarelada. Além disso, o PPD pode gerar radicais livres de forma direta, por meio da clivagem da ligação insaturada de carbono, não sendo necessário um co-iniciador (BRANDT et al, 2011).

No entanto, o PPD apresenta como principal desvantagem um espectro de absorção que não permite que toda unidade fotoativadora seja capaz de o ativar, uma vez que engloba parte da radiação ultravioleta (BRANDT et al, 2011).

Outro fotoiniciador que é empregado nas resinas compostas é o lucerin TPO (óxido de trimetilbenzoi-diphenylphosphine). Esse composto mostrou graus similares ou superiores de conversão quando comparados com a canforoquinona. Além disso, o TPO mostrou maior estabilidade de cor, não só em comparação com os materiais que contêm canforoquinona mas também para aqueles iniciados pelo PPD (SANTINI et al, 2012).

Unidades fotoativadoras: Luz halógena

Os aparelhos de luz halógena surgiram no mercado para amenizar os inconvenientes da luz ultravioleta na fotoativação de resinas compostas. Esses aparelhos operam dentro de uma faixa de 400-500 nm, referente ao espectro da luz emitida, porém com valores irradiância variando desde 300mW/cm² a 1000 mW/cm.

A unidade fototivadora de luz halógena é composta, essencialmente, por uma lâmpada de filamento de tungstênio (bulbo e refletor), filtro, sistema de refrigeração (ventilação) e fibras ópticas para condução de luz.

A lâmpada halógena de quartzo-tungstênio produz luz de cor branca que deve ser filtrada para que apenas a luz azul, com comprimento de onda entre 400 e 500nm, seja emitida. Sua vida útil é de, aproximadamente, 40-100 horas, não possuindo intensidade radiante constante durante esse tempo, o que requer manutenção e cuidados regulares.

Uma vez que a lâmpada halógena emite luz branca, é necessário um filtro óptico que selecionará o comprimento de luz que será emitido pelo condutor. Além do filtro óptico, as unidades halógenas atuais apresentam um filtro para barrar a radiação infravermelha (calor). Dessa maneira, apenas 0,5% da energia produzida pela lâmpada halógena é aproveitada para a fotoativação. A energia produzida, sem uso, gera aquecimento da lâmpada, o que torna necessário um ventilador para diminuir essa temperatura.

Após a filtragem das radiações com comprimentos de onda indesejáveis, a luz azul é exteriorizada do aparelho fotoativador por um condutor de fibras ópticas. As fibras ópticas são bastante frágeis e podem diminuir a irradiância da unidade fotoativadora, justificando a importância do envolvimento destas fibras por vidro âmbar ou metal. Além da proteção, esse recobrimento é importante para impedir a passagem de luz, sobretudo pelas laterais da ponteira, diminuindo a dispersão da luz (FREDERICK, 2011; ALONSO et al, 2006; JIMÉNEZ et al, 2007).

Arco de plasma de xenônio

O arco de plasma de xenônio foi desenvolvido em meados dos anos 60 e trazido para Odontologia com o intuito de diminuir o tempo clínico dos cirurgiões- dentistas.

A fonte utiliza uma lâmpada fluorescente contendo plasma, que é um gás, cuja maioria dos átomos ou moléculas são ionizados. Quando uma corrente elétrica passa através do plasma, sob a forma de gás xenônio, é gerado uma energia radiante (luz branca). Além da luz primária, essa atmosfera produz radiação ultravioleta e grande quantidade de calor, sendo necessário um processo de filtragem, similar à fonte de luz halógena.

Em virtude do alto potencial energético envolvido, o arco de plasma de xenônio pode atingir uma irradiância de 2400mW/cm², com espectro de comprimento de onda entre 380 e 500 nm. Essa alta irradiância, associada ao pouco tempo de fotoativação (3 segundos, de acordo com o fabricante), levam a baixa das propriedades mecânicas das resinas compostas, decorrente de um menor grau de conversão polimérica. Vale ressaltar ainda que tempos de ativação maiores que dez segundos não devem ser utilizados devido ao alto potencial de aquecimento (FREDERICK, 2011).

Laser

Lâmpadas de laser são baseadas no princípio de amplificação de luz pela emissão de radiação estimulada. Sua principal propriedade é que todos os comprimentos de ondas eletromagnéticas têm a mesma frequência e estão todos em fase, proporcionando assim um feixe estreito de luz coerente e colimado. Para que ocorra a amplificação dessa luz, o laser precisa de um meio ativo, que nesse caso, o mais utilizado é o gás de argônio, por emitir luz azul em comprimento de onda próximos a 470 nm.

Embora a fotoativação dos materiais resinosos com laser de argônio tenha apresentado bons resultados clínicos, sua pouca longevidade e espectro limitado, somados ao alto custo e ao risco aos olhos do operador e paciente levaram ao seu desuso na Odontologia (Reis & Loguércio, 2009).

LED

Lâmpadas de LED são baseadas em diodos emissores de luz, convertendo a energia elétrica diretamente em luz azul, com um espectro de 450-490 nm, o que gera um aquecimento mínimo. Como emitem a luz azul de forma primária, os LED's dispensam a necessidade de filtros e ventiladores. Além disso, essa lâmpada apresenta vida útil de 10000 horas, o que implica em uma manutenção bastante simplificada e uma maior longevidade.

Os primeiros aparelhos LED's foram introduzidas pela primeira vez no mercado no final de 2000 e possuíam baixa irradiância, o que inviabilizava o alcance das propriedades mecânicas das resinas compostas quando comparados às unidades de luz halógena. Para compensar isso, era necessário agrupar um grande número de LED's de forma a concentrar a radiação e alcançar uma irradiância capaz de fotopolimerizar adequadamente os materiais resinosos.

Com o advento da tecnologia, as unidades fotoativadoras de luz LED substituíram os diodos emissores de luz convencionais por diodos com maior área de superfície, capaz de emitir luz com maior irradiância, dando início a segunda geração de LED's. Essas unidades podem ser fabricadas com poucos LED's associados a muitas junções e atingir irradiância de até 800mW/cm² (RAHIOTIS et al, 2010).

Por apresentarem maior aproveitamento energético, não é necessário que os LED's apresentem a mesma intensidade de irradiância que aos aparelhos de luz halógena. Todavia, diferente do informado por alguns fabricantes, o tempo de exposição empregado deve ser semelhante.

Dessa forma, alguns estudos sugerem que os aparelhos de LED de segunda geração possam ser considerados substitutos dos aparelhos de luz halógena, desde que utilizados com resinas compostas que apresentem fotoiniciadores sensíveis ao espectro de luz produzido por este aparelho (PRICE et al, 2010)

Embora os LED's de segunda geração tenham apresentado melhorias em relação aos seus antecessores, não houve alterações em relação ao comprimento de onda emitido, inviabilizando a fotoativação de iniciadores que apresentem espectro de absorção menor que 410nm, como o PPD e o lucirin TPO (SANTINI et al, 2012).

Com o objetivo de permitir a fotoativação de materiais resinosos que utilizam outros co-iniciadores, além da canforoquinona, recentemente, foram lançados os LED's de terceira geração, cujo chip emite mais de um feixe de comprimento de onda. Tipicamente, esses LED's utilizam chips violetas (400nm) localizados próximos a outros chips de cor azul.

Dessa forma, por meio da associação desses dois feixes de comprimento de onda, a luz emitida pelos LED's de terceira geração se torna mais efetiva para fotoativação de iniciadores alternativos a canforoquinona. Por outro lado, há uma maior emissão de calor relacionada à emissão de luz em alta Intensidade radiante (FREDERICK, 2011).

Eficiência dos diferentes tipos de unidades fotoativadoras

Diante da variedade de tipos e modelos de unidades fotoativadoras, somados ao grande marketing dos fabricantes em produzir aparelhos cada vez mais potentes, torna-se imprescindível a realização de pesquisas para um melhor entendimento das vantagens e limitações de cada produto.

Aw & Nicholls (2001) compararam a contração linear e a profundidade de polimerização de uma resina composta fotoativada por diversas unidades fotoativadoras: um arco de plasma, um laser de argônio e um aparelho halógeno. Quanto ao grau de contração de polimerização, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as unidades fotoativadoras. Entretanto, o teste de profundidade de polimerização revelou grande variação na profundidade de polimerização dos espécimes, não tendo o arco de plasma conseguido polimerizar completamente a resina.

Esses achados corroboram com o estudo Fano et al. (2002) que reportaram uma menor contração de polimerização da resina composta quando utilizado o arco de plasma como unidade fotoativadora em comparação com a luz halógena. Entretanto, essa menor contração final da resina está associada a uma polimerização incompleta.

Por outro lado, Price et al. (2010) ao avaliarem a microdureza knoop de cinco compósitos ativados por diferentes unidade fotoativadoras concluíram que o arco de plasma de xenônio, por apresentarem um maior espectro de comprimento de onda e uma maior irradiância obteve os maiores valores de dureza.

Galia et al. (2010) avaliaram a microdureza de uma resina composta a base de canforoquinona ao ser fotoativada por uma luz halógena, um LED de primeira geração e um LED de segunda geração. Os autores concluíram que entre as fontes utilizadas não houve diferenças estatísticas entre a luz halógena e o LED de segunda geração.

Um grande número de estudos (JANDT et al, 2000; SILVA et al, 2001; UHL et al, 2002; YOON et al, 2002) está de acordo com os achados de Galia et al, (2010), não sendo encontradas diferenças significativas na polimerização de resinas compostas ativadas por LEDs de segunda geração e luz halógena.

Entretanto, ao se utilizar compósitos a base de outros fotoiniciadores, que não a canforoquinona, alguns estudos (BRANDT et al, 2013; SILVA et al, 2009) relatam menor desempenho dos aparelhos LED'S de segunda geração quando comparados a luz halógena. Com o intuito de sanar essa limitação, os fabricantes desenvolveram os LED's polywave.

Brandt et al. (2013), em um estudo para avaliar as propriedades mecânicas de compósitos experimentais que continham canforoquinina e PPD como fotoiniciadores, concluíram que os LEDs polywave e a luz halógena apresentaram desempenho estatisticamente semelhantes, sendo que o LED de segunda geração não foi eficaz em polimerizar compósitos com maior concentração de PPD.

Da mesma forma, Price et al.(2010) sugerem que os LEDs de terceira geração devem ser utilizados em preferência aos LEDs de segunda geração quando utilizadas resinas compostas que contenham foto-iniciadores com menor pico de absorção de luz.

Santini et al. (2012) avaliaram o grau de conversão e a microdureza Knoop de três resinas compostas, que continham diferentes co-iniciadores, polimerizadas por LEDs de segunda e terceira gerações. Os LEDs polywave apresentaram maiores valores de conversão dos monômeros e dureza nas resinas que continham, além da canforoquinona, TPO como co-iniciador. Entretanto para as resinas a base, exclusivamente, de canforoquinona, os LEDs de terceira geração obtiveram valores significativamente menores.

Com base nos estudos apresentados, observa-se que a luz halógena mostra-se mais eficaz na fotoativação, independente do tipo de compósito utilizado. O arco de plasma e o laser de argônio, embora apresentem a vantagem de proporcionar uma polimerização com menor tempo de trabalho, não se popularizaram junto aos cirurgiões-dentistas devido ao seu alto preço e a possibilidade de gerar altas tensões de contração de polimerização, em função da alta intensidade de luz. Em relação aos LEDs, esses aparelhos têm ganhado maior espaço no mercado odontológico, na medida que, apresentam fácil manutenção, longa vida útil e custo relativamente baixo. Entretanto, apresentam como maior desvantagem uma radiação de espectro muito específico. Para minimizar essa desvantagem, recentemente foram introduzidos no mercado os LEDs polywave. Todavia, mais estudos devem ser realizados para avaliar sua eficácia em fotoativar resinas com diferentes fotoiniciadores, incluindo a canforoquinona.

Consequências de uma polimerização inadequada

De uma forma geral, uma polimerização ineficiente leva a uma conversão monomérica inferior ao mínimo necessário para que as resinas compostas apresentem adequadas propriedades físico-mecânicas, biológicas e estéticas (PRICE et al, 2013).

Quanto menor o grau de conversão, maior será a quantidade de monômeros lixiviáveis, o que leva a uma menor resistência ao desgaste, maior solubilidade e sorção de água, além de um maior risco de agressão pulpar (BARNETTI et al, 2009).

Da mesma maneira, a estética também pode ser afetada por uma polimerização ineficiente. Isso ocorre porque quanto menor for a polimerização da resina, maior será a disponibilidade de agentes iniciadores, o que pode aumentar as chances de alteração de cor do material (REIS & LOGUÉRCIO, 2009).

Além disso, diante de aparelhos fotoativadores cada vez mais potentes, com uma maior intensidade de irradiância, também surgem problemas relacionados com a aplicação de calor excessiva e ao maior desenvolvimento de tensões de contração, visto que a resina toma uma presa tão rápida que não permite o relaxamento na rede de polímero antes de se tornar vitrificado (FREDERICK, 2011).

Fatores que afetam a eficiência da fotoativação:

Técnicas de fotoativação

A taxa de conversão de monômero depende de muitos fatores, tais como a composição do material resinoso e a exposição radiante depositada pelos aparelhos fotoativadores. Diferente da composição dos materiais, a exposição radiante é um fator que pode ser controlada pelo operador, por meio de métodos de fotoativação modulados. Quanto maior é a irradiância, mais rápida será a conversão dos monômero e, conseqüentemente, maior a geração de estresse (BRANDT et al, 2013).

De Santis et al. (2010) avaliaram o efeito da fotoativação de pulso tardio na contração, resistência mecânica e estresse residual de quatro materiais restauradores dentários. Quando comparados a fotoativação convencional, utilizando uma alta irradiância, a ativação de pulso tardio reduziu em cerca de 20% a taxa de contração volumétrica e aumentou a resistência das amostras. Além disso, os autores observaram uma distribuição de tensões internas mais homogênea.

Outros estudos (BRANDT et al, 2010; LEPRINCE et al, 2012; Lu et al, 2005) comprovaram a eficácia das técnicas de fotoativação lenta em minimizar as tensões de contração e melhorar a integridade marginal, reduzindo a microinfiltração. Todavia, cabe ressaltar que a melhoria da integridade marginal não deve ser alcançada às custas de um menor grau de conversão, o que pode levar a redução das propriedades mecânicas dos compósitos.

Propriedades Ópticas

A reação de fotoativação de uma resina composta e suas propriedades ópticas são interdependentes. Os constituintes do material afetam a maneira como a luz é transmitida através dele, influenciando na qualidade de polimerização, especialmente em profundidade. Isso acontece pois a reflexão de luz ocorre na superfície. Além disso, a luz pode ser absorvida por pigmentos, o que explica a menor profundidade de polimerização observada para tonalidades mais escuras e mais opaco (REIS & LOGUÉRCIO, 2009).

Briso et al. (2006) verificaram a microdureza de 4 cores (B0,5, B1, B2 e B3) da resina composta Filtek Z-250, quando polimerizadas com 4 fontes de luz, sendo uma halógena e três LED. Foi observado que a dureza dos corpos de prova variou conforme a cor do material e aparelhos utilizados, e que a região do fundo dos corpos de prova foi mais sensível à mudança das cores. Dessa forma, os autores concluíram que a exposição radiante deve ser maior quando empregadas resinas com croma mais acentuado.

Tamanho da Partícula

As partículas de carga da resina composta também podem impedir a transmissão de luz por dispersão, a qual é dependente do tamanho da partícula e do comprimento de onda da luz incidente. Assim, as resinas compostas microparticuladas são mais difíceis de serem polimerizadas, pois suas partículas tendem a refletir a luz devido aos seus tamanhos (0,01- 1 μm) serem semelhantes ao comprimento de onda da luz azul (0,4- 0,5 μm) emitida pelos aparelhos fotoativadores. Além disso, há mais dispersão da luz dentro do material, pois a luz penetrante muda de direção toda vez que atinge uma partícula de carga, que numericamente é maior nas resinas compostas microparticuladas (HADIS et al, 2010).

Temperatura

A baixa temperatura da resina composta diminui a eficácia da polimerização. Portanto, quando armazenadas sob refrigeração, essas devem ser retiradas uma hora antes do seu uso, já que as resinas compostas em temperatura ambiente polimerizam de forma mais rápida e completa (REIS & LOGUÉRCIO, 2009).

Viscosidade

A viscosidade do material também influencia na polimerização final dos polímeros. Dois fatores principais podem afetar a viscosidade do compósito: a composição de monômeros e o a quantidade de partículas de carga.

Variações de proporções e da estrutura molecular dos monômeros podem afetar significativamente a eficiência de polimerização. O Bis-GMA, por exemplo, apresenta grau de conversão final limitado a cerca de 30%, devido à sua alta viscosidade. Por outro lado, o TEGDMA, que é muito menos viscoso, o grau de conversão final é maior que 60%. Assim, pode-se esperar que cada monômero afete a viscosidade de maneira diferente, potencialmente, influenciando a eficiência da polimerização (LEPRINCE et al, 2013).

A quantidade de partículas de carga determina o módulo de elasticidade do material. Quanto maior o módulo de elasticidade dos materiais resinosos, maior a tensão que eles desenvolvem quando se contraem (LEPRINCE et al, 2013).

Espessura do incremento

Como resultado de fenômenos ópticos, a irradiância disponível para ativar os fotoiniciadores se reduz da superfície em direção as camadas mais profundas da resina composta. Conforme há aumento na espessura dos incrementos, há redução no grau de conversão das resinas compostas (REIS & LOGUÉRCIO, 2009).

Dessa forma, o conhecimento da espessura máxima de cada camada é crucial para o clínico, pois o uso de camadas excessivamente espessas pode resultar em polimerização insuficiente do compósito em profundidade, levando a redução de propriedades mecânicas e biocompatibilidade (ALOMARI et al, 2011; LEPRINCE et al, 2012).

A profundidade de polimerização é limitada pela absorção de luz e dispersão no interior do material, que são influenciadas por vários fatores como: quantidade, tamanho e tipo de cargas, tipo e concentração de fotoiniciador, fonte de irradiação de luz e duração da irradiação. Entretanto, de uma maneira geral, um incremento de 2 mm é considerado aceitável para assegurar ótima polimerização, desde que a irradiância e o tempo de exposição totalizem uma exposição radiante em torno de de 16-24 J/cm² (REIS & LOGUÉRCIO, 2009).

Distância da ponteira

A distância da ponteira óptica ao material a ser polimerizado deve ser a mais próxima possível, pois a irradiância tende a diminuir com o afastamento da ponteira. Assim, conforme a ponteira é distanciada do material, há divergência da luz, o que reduz a quantidade de fótons que podem atingir a superfície da resina composta (REIS & LOGUÉRCIO, 2009).

Os tempos de fotoativação recomendados pelos fabricantes são baseados na colocação da extremidade da ponteira tão perto quanto possível da superfície da resina, mas em algumas situações clínicas, este posicionamento é frequentemente difícil ou impossível de alcançar. Nesses casos, recomenda-se aumentar o tempo de exposição para garantir que a resina atinja um maior grau de conversão. (PRICE et al, 2011).

A proporção da quantidade de irradiância que diminui com o afastamento da ponteira varia de acordo com a unidade fotoativadora. Em um estudo recente publicado na ADA foi observado que quando a distância da extremidade da guia de luz aumentou de 2 a 9 mm, houve uma redução de 68% na irradiância para a fotoativação do LED de terceira geração (Bluephase) ,52% para o LED Demi- Kerr, mas apenas 35% de redução para o LED Fusion- DentLight. Portanto, um único valor da irradiância não pode ser usado para descrever a produção de luz a partir de uma distância de polimerização.

CONCLUSÃO

De um ponto de vista geral, a fotoativação possui um impacto importante sobre as propriedades físicas, mecânicas e biológicas dos materiais resinosos. Dessa forma, é essencial que o cirurgião-dentista tenha conhecimento dos fatores extrínsecos e intrínsecos que possam interferir na qualidade da fotoativação. Da mesma forma, cabe ao fabricante do material divulgar melhor informações sobre a composição e instrução de uso dos seus produtos.

REFERÊNCIAS

- ALOMARI, Q.D. et al. Effect of c-factor and LED curing mode on microleakage of class V resin composite restorations. *Eur J Dent* .2011; 5: 400-408.
- ALONSO R.C. et al. Relationship between bond strength and marginal and internal adaptation of composite restorations photocured by different methods. *Acta Odontol Scand* 2006; 64: 306-313.
- AW T.C; NICHOLLS J.I. Polymerization shrinkage of composite resins using plasma-arc photocuring. *General Dent* 2001; 49 (5): 473-479.
- BENETTI A.R. et al. Softening and elution of monomers in ethanol. *Dent Mater* 2009; 25: 1007-1013.
- BRANDT W.C. et al. Effect of photoactivation mode on the hardness and bond strength of methacrylate and silorane monomer based composites. *J adhes Dent* 2013; 15: 33-39.
- BRANDT W.C. et al. Dynamic mechanical thermal analysis of composite resins with CQ and PPD as photo-initiators photoactivated by QTH and LED units. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 24:21-29.
- BRANDT W.C. et al. Can phenyl-propanedione influence Knoop hardness, rate of polymerization and bond strength of resin composite restorations? *J Dent* 2011; 39: 438- 447.
- BRISO A.L.F. et al. Influence of light curing source on microhardness of composite resins of different shades. *J Appl Oral Sci*. 2006; 14(1):10-15.
- DE SANTIS R. et al. Fast curing of restorative materials through the soft light energy release. *Dent Mater* 2010. 26: 891-900.
- FANO et al. Polymerization of dental composite resins using plasma light. *Biomaterials* 2002; 23:1011–1015.
- FENG L, CARVALHO R, SUH B.I. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent Mater* 2009; 25: 283–289.
- FREDERICK A.R. State-of-the-art: Dental photocuring- A review. *Dent Mater* 2011; 27: 39-52.
- HADIS M.A. et al. Dynamic monitoring of refractive index change through photoactive resins. *Dent Mater* 2010; 26: 1106–1112.
- IEKEMURA K, ENDO T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J* 2010; 29(5): 481-501.
- JANDT K.D. et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; 16: 41–47.
- JIMÉNEZ-PLANAS A. et al. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int* 2007; 39(1): 75- 84.

- KIRKPATRICK S.J. A primer on radiometry. *Dent Mater* 2005; 21: 21-26.
- LEPRINCE J.G. et al. New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate based dental composites. *Dent Mater* 2012; 28: 512-520.
- LEPRINCE J.G. et al. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater* 2013; 29: 139-156.
- Lu H, STANSBURY J.W, Bowman C.N. Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress. *J Dent Res* 2005; 84: 822-826.
- MILETIC V, SANTINI A. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. *J Dent* 2012; 40: 106-113.
- MIYAZAKI M. et al. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dental Materials* 1996; 12: 328-32.
- MUSANJE L, DARVELL B.W. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater* 2003; 19: 531-541.
- NALCACI A, ULUSOY N, ATAKOL A. Time-based elution of TEGDMA and BisGMA from resin composite cured with LED, QHT and high intensity QTH lights. *Oper Dent* 2006; 31(2): 197-203.
- PRICE R.B.T, FAHEY J, FELIX C.M. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent* 2010; 35(1): 58-68.
- PRICE R.B.T, FAHEY J, FELIX C.M. Knoop hardness of five composites cured with single peak and polywave LED curing lights. *Quintessence Int* 2010; 41(10): 181-190.
- PRICE R.B.T, FAHEY J, FELIX C.M. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light emitting diode curing units. *J Can Dent Assoc* 2011; 77: 1-10.
- PRICE R.B.T, SHORTALL A.C, PALIN W.M. Contemporary Issues in Light Curing. *Oper Dent* 2013; 38 (5): 1-11.
- RAHIOTICS et al. Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices. *J Oral Sci* 2010; 52(2): 187-195.
- RAMALHO J, NICOLAU G.F, TOLEDO P.S. Os fundamentos da física. Volume 2. Editora Moderna; 1979.
- REIS, Alessandra; LOGUÉRCIO, Alessandro. *Materiais dentários diretos*. 1ed. São Paulo: Santos editora, 2009.
- SANTINI A et al. Degree of conversion and microhardness of TPO containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent* 2012; 40: 577-584.
- SCHENEIDER L.F.J. et al. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine oxide. *Dent Mater* 2012; 28: 392-397.
- SCHENEIDER L.F.J. et al. Effect of co-initiator ratio on the polymer properties of experimental resin composites formulated with camphorquinone and phenyl-propanedione. *Dent Mater* 2009; 25: 369-375.
- SILVA C.M, DIAS K.R.H.C. Compressive Strength of Esthetic Restorative Materials Polymerized with Quartz-Tungsten- Halogen Light and Blue LED. *Braz Dent J* 2009; 20(1): 54-57.
- SILVA E.H. et al. Influence of different light sources on the conversion of composite resins. *Indian J Dent Res*. 201; 22(6): 790-794.

TOPCU F.T. et al. Evaluation of Microhardness, Surface Roughness, and Wear Behavior of Different Types of Resin Composites Polymerized With Two Different Light Sources. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010; 92 (2): 470-488.

UHL A. et al. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res* 2002; 63: 729–738.

YOON T.H et al. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 1165–1173.



www.saojose.br | (21) 3107-8600

Av. Santa Cruz, 580 - Realengo - Rio de Janeiro