

FENÔMENOS RELACIONADOS A FOTOATIVÇÃO DOS COMPÓSITOS RESTAURADORES ODONTOLÓGICOS

*Ricardo Danil Guiraldo^a, Sandrine Bittencourt Berger^a, Simonides Consani^b,
Rafael Leonardo Xediek Consani^c, Gustavo Gomes de Oliveira^d, Wilson Batista Mendes^d*

^aDepartamento de Odontologia Restauradora, Área Dentística Restauradora, Universidade Norte do Paraná (UNOPAR), Faculdade de Odontologia, Londrina, PR, Brasil

^bDepartamento de Odontologia Restauradora, Área Materiais Dentários, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, SP, Brasil

^cDepartamento de Prótese e Periodontia, Área Prótese Total, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, SP, Brasil

^dFundação Universidade de Itáúna (FUIT), Faculdade de Odontologia, Itáúna, MG, Brasil

RESUMO

Os compósitos odontológicos fotoativados por luz visível são os materiais odontológicos restauradores estéticos mais utilizados atualmente. Além disto, são materiais restauradores diretos, assim independem de trabalho laboratorial. Dentre suas vantagens estão o controle do tempo de presa e a estética, além de ser desnecessária a confecção do preparo cavitário retentivo, preservando assim a estrutura dental. Aumento da temperatura durante a polimerização pode ocorrer devido à energia de radiação fornecida pela unidade fotoativadora e reação exotérmica do compósito. Durante o processo de polimerização, o compósito sofre contração e, dependendo da velocidade da reação, essa contração pode gerar grande tensão na interface dente-restauração, desta maneira, promovendo o aparecimento de fendas e conseqüente falha da restauração. Além disso, para que o compósito apresente propriedades mecânicas adequadas, é necessário que ele atinja alto grau de conversão. O grau de conversão depende da quantidade de energia que é fornecida ao compósito, todavia o efeito da densidade de energia (irradiância x tempo de exposição) nas propriedades mecânicas dos compósitos odontológicos ainda não esteja bem evidenciado. Insuficiente polimerização da resina composta pode gerar grande número de problemas, tais como baixa estabilidade de cor, maior pigmentação e risco de agressão ao tecido pulpar pela não polimerização de monômeros e existência de parte do material com diferentes valores de módulo de Young.

Palavras-chave: Aumento da temperatura. Contração de polimerização. Grau de conversão.

INTRODUÇÃO

No início dos anos 60 foram introduzidos na odontologia compósitos resinosos restauradores ativados quimicamente com indicação para dentes anteriores, em substituição aos restauradores estéticos cimento de silicato e resina acrílica (1). No entanto, os compósitos resinosos restauradores fotoativados foram introduzidos no mercado

apenas na década de 70. Os primeiros produtos eram fotoativados por luz ultravioleta. Se comparados aos compósitos ativados quimicamente, estes materiais apresentavam diversas vantagens, como por exemplo: 1) dispensavam a mistura entre duas pastas, reduzindo a incorporação de ar no interior da massa e melhorando a distribuição dos iniciadores; 2) possuíam reduzida quantidade de amina, diminuindo o grau de amarelo proveniente do processo de oxidação desta molécula

e 3) proporcionavam controle de presa e 4) de trabalho (2). Entretanto, oferecia riscos à visão, tanto do operador quanto do paciente e proporcionava propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias ao compósito (3,4). Como consequência, versões posteriores passaram a ser fotoativadas por luz visível. Para o uso dessas fontes foi necessário o desenvolvimento de compósitos restauradores apropriados, os quais passaram a conter fotoiniciadores sensíveis à luz visível.

Além da correlação entre o espectro emitido pela fonte de luz e o espectro de absorção do fotoiniciador, o processo de fotoativação é dependente de outros fatores como, por exemplo, a irradiância (mW/cm^2) emitida pela fonte de luz e o tempo de exposição. Caso o compósito não receba quantidade suficiente de densidade de energia, o grau de conversão monomérico será baixo (5), resultando em possível aumento da citotoxicidade (6), assim como redução da dureza e do módulo de elasticidade (7).

O espectro emitido pela fonte de luz, a irradiância e o modo de fotoativação são fatores importantes quando associados à efetividade de fotoativação das fontes de luz (8). A maioria dos estudos (9) que comparam o desempenho de diversas fontes de luz não verificam o espectro emitido pelas fontes de luz. Além disto, utilizam apenas radiômetros para verificar a irradiância (mW/cm^2) das mesmas. No entanto, esses métodos mostram apenas a irradiância total emitida pela fonte de luz e trazem informações limitadas sobre diferenças existentes no desempenho de diferentes fontes de luz, dependentes dos radiômetros utilizados. No entanto, parece haver pouca consistência nos resultados encontrados em radiômetros comumente utilizados nos consultórios odontológicos (10,11). Além disso, caso a emissão do espectro da fonte de luz seja registrada por meio de espectrômetro, pode-se mensurar a densidade de potência da luz em função do comprimento de onda por meio de cálculo integral da área. Diante destas considerações, a irradiância e o espectro de luz são fatores fundamentais para que os fotoiniciadores possam excitar a canforoquinona (principal fotoiniciador para esta interagir com a amina (ambos presentes em compósitos) para formar radicais livres que irão quebrar as ligações duplas dos monômeros desencadeando uma reação de polimerização por adição formando polímeros.

O presente trabalho teve como objetivo rever algumas considerações sobre o aumento de tem-

peratura ocorrido após fotoativação e tensão de polimerização gerada pela contração do compósito relacionada às propriedades.

REVISÃO DA LITERATURA

Feilzer *et al.* (12), 1987, realizaram um estudo que relacionou o fator de configuração cavitária (Fator-C) com o desenvolvimento da tensão gerada durante o processo de polimerização. Dissertam que o Fator-C de uma cavidade possui fundamental importância na intensidade de tensão desenvolvida, relacionado a área total de superfícies unidas pela área de superfícies livres.

Soh *et al.* (9), 2003, compararam a eficácia da cura de dois LED (Elipar FreeLight e GC e-Light), ao QTH convencional (Max, controle), ao QTH de alta intensidade (Elipar TriLight) e ao QTH de intensidade muito alta (Astralis 10) em diferentes profundidades da cavidade. Eficácia da cura foi determinada pela mensuração da dureza Knoop (KHN) no topo e na base em amostras de resina composta (Z100) com 2,00 mm de espessura usando um micro-durômetro digital ($n = 5$). Os resultados foram analisados por análise de variância e teste de Scheffe ($p < 0,05$). No topo, a média de dureza (KHN) observada com o LED variou entre $55,42 \pm 1,47$ a $68,54 \pm 1,46$, enquanto para o QTH variou entre $62,64 \pm 1,87$ a $73,14 \pm 0,97$. Na base, a média de dureza (KHN) observada com o LED variou entre $46,90 \pm 1,73$ a $66,46 \pm 1,18$ enquanto para o QTH variou entre $62,26 \pm 1,93$ a $70,50 \pm 0,87$. Os autores concluem que: diferenças significativas entre valores de dureza do topo e da base foram observadas e as eficiências de cura com os LEDs foram estatisticamente menores que o grupo controle.

Em 2006, Consani *et al.* (13) avaliaram o efeito da cor e da composição dos compósitos odontológicos na produção de calor durante a fotoativação. Neste estudo foram utilizados 4 compósitos restauradores: Filtek Z250 (3M/ESPE) e Esthet-X (Dentsply) nas cores A3 e B1 e Filtek Flow (3M/ESPE) e Natural Flow (DFL) nas cores A3 e B2. Nas condições deste estudo, os resultados mostraram que: não houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura no mesmo compósito com diferentes cores; houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura em diferentes compósitos nas mesmas cores.

Guiraldo *et al.* (14), em 2008, avaliaram o efeito de diferentes tipos de fotopolimerizadores e da espessura de dentina remanescente na geração de calor durante a polimerização de compósitos, utilizando luz halógena contínua (QTH), luz emitida por diodo (LED) e luz emitida pelo arco de plasma de xenônio (PAC). Para o estudo foram utilizados os compósitos restauradores Filtek Z250 (3M/ESPE), Esthet-X (Dentsply) e Filtek Supreme (3M/ESPE), na cor A3. O aumento da temperatura foi registrado por meio de termopar tipo-K conectado a termômetro digital (Iopetherm 46, IOPE). Os autores concluíram que os resultados parecem indicar que dentre as variáveis estudadas, a correlação entre intensidade de luz emitida pelos fotoativadores e o tempo de exposição teria maior influência no aumento da temperatura registrada do que a espessura da dentina remanescente e/ou do material restaurador.

Guiraldo *et al.* (15), em 2009, avaliaram o efeito dos tipos de incremento (único, oblíquos e horizontal/verticais), de fotoativação (contínua; dupla intensidade e intermitente) e as fases restauradoras nas variações térmicas ocorridas na câmara pulpar, durante a fotoativação do compósito Filtek Z250. Valores de temperatura mais elevados foram encontrados para fotoativação com luz contínua em combinação com a técnica incremental horizontal / vertical; e com luz contínua em combinação com fotoativação do adesivo. A luz emitida pelos fotoativadores é o fator mais importante na produção de calor durante a polimerização de compósitos odontológicos.

Pires de Souza *et al.* (16), em 2009, compararam a contração de polimerização de resinas compostas (Heliomolar – micropartículas, Esthet-X – microhíbrida, Charisma – híbrida) fotoativadas por luz halógena (QTH) e diodo emissor de luz (LED). A tensão de contração foi analisada em dois momentos: logo após a polimerização (40 s) e 10 min após (10 min). A tensão de contração apresentada por todas as resinas foi maior em 10min do que em 40 s, independente da fonte ativadora. A resina de micropartículas apresentou menores valores de tensão de contração com valores estatisticamente significantes em relação às demais resinas. Para as resinas compostas híbrida e microhíbrida não houve influência da unidade ativadora sobre a tensão de contração, com exceção para a resina de micropartículas em 10 min. Concluiu-se que a composição da resina composta foi o fator que mais interferiu na tensão de contração da resina composta.

Guiraldo *et al.* (17), em 2010, avaliaram a influência da diferença entre a dureza do topo e da base em compósitos restauradores. Foram utilizados os compósitos restauradores Filtek P90 (compósito à base de silorano) e Heliomolar (compósito à base de metacrilato). A irradiância da unidade foto-ativadora (UF) foi mensurada com um potenciômetro Ophir Optronics (900 mw/cm²). Vinte espécimes cilíndricos padronizados foram obtidos pela fotoativação utilizando UF (40 s) para cada compósito. O número de dureza Knoop para cada superfície foi calculado pela média de 3 penetrações. A diferença da dureza Knoop entre o topo e base (DDK) de um mesmo espécime foi calculada (n=10). A DDK da Filtek P90 (25%) foi estatisticamente superior a Heliomolar (12%). O compósito a base de metacrilato apresentou melhor grau de polimerização na base quando comparado ao compósito à base de silorano.

Guiraldo *et al.* (18), em 2013, avaliaram a variação de temperatura na câmara pulpar durante a fotoativação de duas resinas compostas (Filtek P90 – compósito à base de silorano e Heliomolar – compósito à base de metacrilato) com as unidades foto-ativadoras (UFs) luz de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) ou diodo emissor de luz (LED) com diferentes espessuras de dentina. Para a interação compósito/UFs, o aumento de temperatura foi estatisticamente superior para o Filtek P90 (39,21°C – QTH e 40,47°C – LED) quando comparado ao Heliomolar (38,40°C – QTH e 39,30°C – LED). Compósitos à base de silorano promovem maior aumento da temperatura na câmara pulpar em relação aos compósitos à base de metacrilato.

Aleixo *et al.* (19), em 2014, avaliaram a tensão de contração, grau de conversão e a densidade de ligação cruzada (CLD) de um material restaurador a base de silorano e um compósito nanohíbrido de baixa contração comparado-os com um compósito nanoparticulado convencional com diferentes unidades de luz (LCUs), uma luz halógena de quartzo-tungstênio (QTH) e uma luz emitida por diodo (LED). O compósito Venus Diamond (1,20±1,37 MPa) apresentou menores valores de tensão de contração com diferença estatística dos compósitos Filtek P90 (7,05±2,97 MPa) e Filtek Z350 XT (5,00±2,25 MPa), que não diferiram entre si. O compósito Venus Diamand mostrou menores valores de grau de conversão que Filtek P90 para ambas superfícies e LCUs; o Filtek Z350 XT não mostrou diferença estatística comparado aos outros compósitos. O compósito

to Venus Diamond (topo - $49,58 \pm 8,76\%$; base - $58,26 \pm 13,23\%$) apresentou menores valores de diminuição da dureza após armazenagem em etanol em comparação aos compósitos Filtek Z350 XT (topo - $69,34 \pm 6,78\%$; base - $73,97 \pm 5,54\%$) e Filtek P90 (topo - $69,29 \pm 5,92\%$; base - $67,20 \pm 7,28\%$) em ambas as superfícies; os compósitos Filtek Z350 XT e Filtek P90 não diferiram estatisticamente em ambas as superfícies. O compósito de baixa contração Venus Diamante mostrou ser uma opção para tentar reduzir a tensão de contração na interface restauração-dente.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A contração de polimerização dos compósitos restauradores ainda representa a principal desvantagem deste material. Esta contração está associada ao encurtamento do espaço entre os monômeros durante a formação das cadeias poliméricas da matriz orgânica, acarretando a formação da tensão na união dente-restauração (20). A contração de polimerização é um fator inerente à reação de cura dos compósitos. Durante a reação de polimerização, tensões são geradas, podendo levar ao aparecimento de fendas e reduzir a resistência de união. Estas tensões são dissipadas no material, através do deslizamento das cadeias poliméricas; na superfície não aderida através de alterações de forma do material; ou são direcionadas para a interface de união. As tensões transmitidas para a interface dente/restauração podem causar ruptura do selamento marginal, possibilitando infiltração de fluidos, microorganismo e cáries recorrentes (21). Alguns trabalhos descrevem menor contração (22,23), menor tensão de contração (22), e reduzida deflexão de cúspides (24) ao utilizar materiais à base de Silorano. Entretanto no estudo de Aleixo *et al.* (19), em 2014, a tensão de contração do compósito foi similar ao compósito à base de metacrilato e ambos mostraram valores superiores de tensão de contração ao compósito que apresenta em sua composição o monômero uretano TCDDIHEA. Assim, a composição do compósito pode influenciar na propriedade tensão de contração.

A intensidade da tensão desenvolvida está associada a três fatores principais: (1) geometria da cavidade - Fator-C e tamanho cavitário; (2) característica do material utilizado e (3) técnica

restauradora empregada (25). O Fator-C de uma cavidade possui fundamental importância na intensidade de tensão desenvolvida, relacionado a área total de superfícies unidas pela área de superfícies livres (12). Conforme Suh *et al.* (26), em estudo de 1999, verificaram que a tensão da contração de polimerização é resultante de contração vezes o módulo de elasticidade das resinas compostas, desta forma, quanto maior for o módulo de elasticidade, maior será a tensão gerada. Obici *et al.* (27), em 2002, realizaram um estudo com o objetivo de investigar a fenda causada pela contração de polimerização de materiais com diferentes viscosidades, entretanto não encontraram correlação entre viscosidade e fenda causada pela contração.

Calor externo aplicado ao dente pode aumentar a temperatura da câmara pulpar resultando em danos irreversíveis à polpa (28). O trauma térmico pode ser induzido pelo preparo cavitário, reação exotérmica de cimentos forradores ou fixadores, materiais restauradores (29) ou calor gerado por aparelhos fotoativadores (30). Desta maneira, a ativação dos compósitos por luz visível pode também contribuir para aumentar a temperatura no interior da câmara pulpar, causando possíveis danos à integridade da polpa (31). Guirraldo *et al.* (14), em 2013, realizaram um estudo *in vitro* no qual avaliaram o aumento de temperatura com os aparelhos fotoativadores QTH, LED e PAC, observando que o aumento de temperatura foi resultante da densidade de energia (irradiância emitida pelo aparelho fotoativador pelo de tempo de exposição aplicado) e não pelo aparelho empregado. Compósitos à base de silorano promovem maior aumento da temperatura na câmara pulpar em relação aos compósitos à base de metacrilato (18). Contudo os valores de aumento de temperaturas foram irrelevantes para causar injúrias pulpares segundo o estudo de Zach & Cohen (28) de 1965 no qual necessitaria de um aumento de $5,50^\circ\text{C}$, valor também não encontrado em outros estudos (13,15,18,32).

A conversão dos monômeros para polímeros nunca se completa, devido a grande quantidade de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas, fazendo com que as moléculas fiquem aprisionadas entre as cadeias poliméricas, impedindo que se convertam (33). A conversão de monômeros para polímeros ao final da reação é denominada grau de conversão, que pode ser avaliado indiretamente por meio de análise de dureza (21). Rueggeberg (8), em 1999, relata que somente 9%

da intensidade de luz que incide sobre a superfície do compósito atinge a base em um incremento de 2,00 mm de espessura. Este fato poderia acarretar propriedades mecânicas indesejadas ao compósito na porção da base da restauração. Numa restauração tipo classe II, a área de adesão substrato dental-resina composta seria na proximal (mais profundo em relação à fonte de luz), onde ocorreria a falha que pode resultar em cáries recorrentes e até mesmo uma lesão pulpar irreversível (34).

Insuficiente polimerização da resina composta pode gerar grande número de problemas, tais como baixa estabilidade de cor, maior pigmentação e risco de agressão ao tecido pulpar pela não polimerização de monômeros e existência de parte do material com diferentes valores de módulo de Young (11). Tem sido relatado que a incidência de cargas sobre camadas com boa polimerização que estão sobre camadas com polimerização inadequadas pode deslocar a restauração causando fratura marginal e abertura das margens, provocando deflexão das cúspides (11). Entretanto, tem sido sugerido que amostras de resina composta alcançam polimerização adequada quando não existe dureza maior que 20% entre a dureza do topo e da base (9). Contudo a formulação da resina composta parece ser o fator mais importante do que fatores relacionados a fotoativação (35).

CONCLUSÃO

Com base nesta revisão da literatura concluiu-se que:

O aumento de temperatura oriundo do dos aparelhos fotoativadores e reação exotérmica dos compósitos odontológicos não é suficiente para gerar danos pulpares.

A tensão de contração é intrínseca do compósito resinoso restaurador, mas pode ser amenizado por diferentes métodos de fotoativação e está principalmente ligada a composição da resina composta.

Todos os aparelhos fotoativadores podem ser utilizados para fotoativação de compósitos desde que forneçam energia suficiente para a polimerização desse e correlacionem com o espectro de absorção de luz do fotoiniciador da resina composta utilizada.

REFERÊNCIAS

1. Bowen RL. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66:57-64.
2. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 2002;87:376-9.
3. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmusse E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* 2000;16:330-6.
4. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent.* 2001;14:145-7.
5. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci.* 2000;108:341-5.
6. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials.* 11ed Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
7. Harris JS, Jacobsen PH, O'Doherty DM. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. *J Oral Rehab.* 1999; 26:635-9.
8. Rueggeberg, F.A. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent.* 1999; 20:S4-S15.
9. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent.* 2003; 28:371-7.
10. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993;101:176-9.
11. Shortall AC, Harrington E, Wilson HJ. Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. *J Dent.* 1995;23:227-32.
12. Feilzer AJ, De Gre AJ, Davison CL. Setting tension in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987;66:1636-9.
13. Consani S, Farina EDP, Guiraldo RD, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho, L. Influence of shade and composition in the generation of heat during the dental composite photoactivation. *Braz J Oral Sci.* 2006; 5:1213-6.
14. Guiraldo RD, Consani S, Lympius T, Schneider LF, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation. *J Oral Sci.* 2008;50:137-42.

15. Guiraldo RD, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Schneider LF. Thermal variations in the pulp chamber associated with composite insertion techniques and light-curing methods. *J Contemp Dent Pract.* 2009;10:17-24.
16. Pires-de-Souza Fde C, Drubi Filho B, Casemiro LA, Garcia Lda F, Consani S. Polymerization shrinkage stress of composites photoactivated by different light sources. *Braz Dent J.* 2009;20:319-24.
17. Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. *Braz Dent J.* 2010;21:538-42.
18. Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Correr AB, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Comparison of silorane and methacrylate-based composites on the polymerization heat generated with different light-curing units and dentin thicknesses. *Braz Dent J.* 2013;24:258-62.
19. Aleixo AR, Guiraldo RD, Fugolin AP, Berger SB, Consani RL, Correr AB, Gonini-Júnior A, Lopes MB. Evaluation of contraction stress, conversion degree, and cross-link density in low-shrinkage composites. *Photomed Laser Surg.* 2014;32:267-73.
20. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:97-116.
21. Correr AB, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LF, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J.* 2005;16:218-24.
22. Weinmann W, Thalacher C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21:68-74.
23. Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. *Dent Mater.* 2009;25:1509-16.
24. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dent Mater.* 2010;26:947-53.
25. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable composites as "filled adhesives". Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 1999;30:249-57.
26. Suh BI, Feng L, Wang Y, Cripe C, Cincione F, de Rjik W. The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. *Compend Contin Educ Dent.* 1999;20:4-12.
27. Obici AC, Sinhoreti MA, Goes MF, Consani S, Correr-sobrinho L. Effect of the Photo-activation meted on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent.* 2002;27:192-7.
28. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515-30.
29. McCabe JF, Wilson HJ. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. *J Oral Rehabil.* 1980;7:103-10.
30. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003;24:1809-20.
31. McCabe JF. Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater.* 1985;1:231-4.
32. Schneider LF, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent.* 2005;30:516-21.
33. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 1994;21: 441-52.
34. Guiraldo RD, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Consani RL, Fugolin AP. Avaliação da densidade de potência e do espectro de luz de fotoativadores usados em consultórios odontológicos. *Cienc Odontol Brás.* 2008;11:86-90.
35. Christensen RP, Palmer TM, Ploeger BJ, Yost MP. Resin polymerization problems--are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compend Contin Educ Dent.* 1999;25:S42-S54.

ABSTRACT

Nowadays, the photo-activated composites are the most used esthetic restorative dental materials in dentistry. In addition, they are direct restorative materials and independent of laboratory work. The advantages of these materials are the control of setting time and esthetic characteristics. Besides that, it's unnecessary to retentive cavity and preserves the dental tissue. Temperature rise during polymerization may occur due to irradiance supplied by the light curing unit and composite exothermic reaction. Composites shrink during the polymerization reaction and a tension can be induced on restoration/tooth interface. Depending on composite/tooth interface bond strength, gaps can be formed in the restoration margins, leading to the failure of restorative procedure. For this reason, a high degree of conversion is necessary for composites to obtain adequate mechanical properties. The conversion degree depends on energy density supplied to composites. The effects of energy density (irradiance x exposure time) in mechanical properties of composites have not been satisfactory proved. Insufficiently polymerized composite resin may present quite a large number of problems, such as poor color stability, greater stain uptake, and risk of pulp aggression by non-polymerized monomers and portions of the material with different values of Young's modulus.

Keywords: Temperature rise. Polymerization shrinkage. Conversion degree.

Autor Correspondente:

Ricardo Danil Guiraldo

Universidade Norte do Paraná – UNOPAR

Rua Marselha 183, 86041-140, Londrina, Paraná, Brasil

Fone: (43) 33717820

Fax: (43) 3341-8122

E-mail: <rdguiraldo@gmail.com>.