

LUIS FELIPE JOCHIMS SCHNEIDER

**VARIAÇÕES DE TEMPERATURA OCORRIDAS
DURANTE A FOTOATIVAÇÃO DE COMPÓSITOS
ODONTOLÓGICOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Materiais Dentários.

PIRACICABA
2005

LUIS FELIPE JOCHIMS SCHNEIDER

**VARIAÇÕES DE TEMPERATURA OCORRIDAS
DURANTE A FOTOATIVAÇÃO DE COMPÓSITOS
ODONTOLÓGICOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos

Prof. Dr. Simonides Consani

PIRACICABA
2005

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Sch58v	<p>Schneider, Luis Felipe Jochims. Variações de temperatura ocorridas durante a fotoativação de compósitos odontológicos. / Luis Felipe Jochims Schneider. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.</p> <p style="text-align: center;">Orientador: Simonides Consani. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p style="text-align: center;">1. Dureza. 2. Fourier, espectroscopia de infravermelho por transformada de. 3. Resinas compostas. 4. Temperatura. I. Consani, Simonides. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(mg/fop)</p>
--------	--

Título em inglês: Temperature change during dental composites photo-activation

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): Hardness; Spectroscopy, Fourier transform infrared; Composite resins; Temperature

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca examinadora: Mário Alexandre Coelho Sinhoreti; Paulo Henrique dos Santos; Simonides Consani

Data da defesa: 22/02/2005

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Felipe e Lúcia**, maiores exemplos de honestidade e dedicação, cujo amor, carinho, incentivo e amizade são indispensáveis na minha vida.

Aos meus irmãos, **Vitor e Júlia**, pelo amor, amizade e companheirismo em todos os momentos.

A **Larissa**, meu amor, pelo carinho e atenção nos momentos mais difíceis. O teu sorriso meigo sempre me trouxe paz e alegria.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e atenção demonstrada em todos os momentos. Como orientador, agradeço pela paciência e dedicação, bem como pela formação científica.

AGRADECIMENTOS

A Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Mario Fernando de Góes**.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, Associado da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, cuja colaboração foi indispensável na realização deste trabalho. Obrigado pelo constante estímulo e, acima de tudo, pela amizade demonstrada em todos os momentos.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, Titular da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pelo incentivo e contribuição científica. Obrigado pelos momentos de descontração junto aos teus familiares!

Ao **Prof. Dr. Mario Fernando de Goes**, Titular da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, cujo conhecimento científico muito contribuiu para minha formação.

A **Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho**, Professora do Programa de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela contribuição em minha formação científica.

A **Dra. Regina Maria Puppini-Rontani**, Professora do Programa de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e alegria demonstrada em suas aulas.

A Prof. **Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano**, Professora de Bioestatística, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela orientação no estágio em Estatística e intenso aprendizado.

Ao técnico especializado do laboratório da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, engenheiro **Marcos Blanco Cangiani**, pelas inúmeras contribuições e, principalmente, pela grande amizade demonstrada em todos os momentos.

A **Selma Aparecida Barbosa de Souza Segalla**, secretária da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela grande amizade e atenção prestada.

Ao **Prof. Dr. Cléber Renato Mendonça**, do Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, pela contribuição com a utilização do espectrômetro.

Aos professores **Fábio Machado Milan, George Mundstock e Léo Kraether Neto**, da Universidade de Santa Cruz do Sul, pelos primeiros ensinamentos na pesquisa odontológica.

Ao acadêmico **Fabício Ogliari**, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pela realização das análises em espectrômetro.

Aos colegas de Mestrado, **Américo, Ana Flávia, Cíntia, Dario, Juliana, Marcelo, Osvaldo, Ricardo, Vinícius** pelo companheirismo e amizade em todos os momentos.

Ao grande amigo **Rubens Tango**, com o qual tive o privilégio de morar junto. Obrigado pelos momentos de descontração e alegria. Espero contar com a tua amizade para toda a vida.

Aos amigos do Doutorado **Eliane, Jacy, Léo, Paulinho, Piva, Alysson, Ricardo, Rogerinho, Giovani e Rubã**, pelos momentos de descontração.

A grande amiga, **Mirela**, sempre presente durante estes anos do curso de Mestrado, cuja alegria e incentivo me foram indispensáveis nos momentos mais difíceis.

Aos amigos de "casa", **Fabinho** e **Alessandra**, pelos momentos de grande alegria que jamais esquecerei.

Aos amigos das outras áreas de Pós-Graduação, **André "Mineiro"**, **Carol**, **Débora**, **Denise**, **Guilherme** e **Grace**.

Aos ex-colegas e professores de Graduação da Universidade de Santa Cruz do Sul.

Aos meus amigos, e "irmãos", **Luiz Otávio Silva Breier** e **Felipe Baptista de Leão**, pela amizade de longa data que a distância não conseguiu diminuir.

Aos meus avós **Elisa**, **Germano** e **Paulo** (*in memoriam*).

A "amigona", **Carminha** e aos meus amados e amadas, **Vó Landa**, **Ana Paula**, **Patrícia**, **Lucas**, **Tia Aninha**, **Tia Fafá**, **Tia Landinha**, **Tia Regina**, **Babico**, **Tio Majá**, **Odilon**, **Tio Quico**, **Tio Zé**, e **Rafael** e por todo amor e amizade.

Meus sinceros agradecimentos.

EPÍGRAFE

“Nunca ande pelo caminho traçado, pois ele conduz somente até onde os outros foram.”

Alexandre Graham Bell

SUMÁRIO

Resumo	1
Abstract	3
Introdução	5
Proposição	8
Capítulo 1: <i>Aumento de temperatura durante a fotoativação utilizando três fontes de luz e dois compósitos restauradores em incrementos de dois e três milímetros.</i>	9
Capítulo 2: <i>Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods.</i>	25
Capítulo 3: <i>Influence of the light energy densities on the dental resin composite degree of conversion and temperature change with different photo-activation methods.</i>	43
Considerações Gerais	68
Referências	72
Apêndices	75

RESUMO

Nos últimos anos diversas fontes de luz fotoativadoras de compósitos odontológicos têm sido introduzidas no mercado, cada qual com suas características. No entanto, muitas dúvidas permanecem com relação ao possível aumento de temperatura durante a fotoativação de compósitos restauradores odontológicos. Assim, neste estudo procurou-se avaliar a influência de fatores envolvidos durante o procedimento de fotoativação sobre o grau de elevação da temperatura e suas conseqüências em algumas propriedades dos compósitos fotoativados. Visando o melhor entendimento, a pesquisa foi dividida em três trabalhos. O primeiro trabalho verificou a variação da temperatura durante a fotoativação, com três diferentes fontes de luz, em incrementos de 2 e 3mm utilizando dois compósitos restauradores. A maior espessura de compósito (3mm) contribuiu para a diminuição estatisticamente significativa ($p < 0,05$) da variação da temperatura. O fator fonte de luz também produziu diferença estatística significativa na variação da temperatura durante a fotoativação ($p < 0,05$), onde a fonte halógena produziu valores superiores de aumento de temperatura quando comparada às fontes de luz emitida por diodos (LED) e arco de plasma de Xenônio (PAC). O fator compósito influenciou no aumento de temperatura observada. O segundo trabalho verificou o aumento de temperatura durante a fotoativação e a dureza, quando utilizadas três fontes de luz e dois compósitos restauradores. A fonte de luz LED produziu menor valor de aumento de temperatura, independente do compósito utilizado – Filtek Flow ou Filtek Z250 – quando comparada à fonte de luz halógena, porém com valores de dureza Knoop semelhantes. A luz emitida por arco de plasma de Xenônio gerou os menores valores de elevação da temperatura. Entretanto, esta fonte de luz produziu os menores valores de dureza Knoop quando comparada às fontes LED e halógena. O terceiro trabalho verificou a temperatura e o grau de conversão quando utilizadas três fontes de luz, com tempo de fotoativação indicado pelos fabricantes, tempo necessário para igualar a densidade de energia total e tempo necessário

para igualar a densidade de energia na faixa entre 450-490nm do espectro eletromagnético. Quando utilizado o tempo preconizado pelos fabricantes, as fontes de luz halógena e LED produziram valores de grau de conversão estatisticamente semelhantes. Entretanto, o aumento de temperatura gerado pelo LED foi inferior. Quando a densidade total de energia foi padronizada, a fonte PAC produziu grau de conversão similar às demais fontes. Quando a densidade de energia foi igualada na faixa entre 450-490nm, a fonte de luz LED produziu valores de grau de conversão estatisticamente superiores aos produzidos pela fonte PAC. A fonte PAC produziu os menores valores de variação da temperatura, independente do tempo de exposição.

Palavras-chave: Dureza; Fourier, espectroscopia de infravermelho por transformada de; Resinas compostas; Temperatura.

ABSTRACT

In the last years several light curing units (LCUs) have been launched in the market, each one with its own characteristics. However, there are still many doubts concerning the possible temperature increase during the photo-activation of restorative dental composites. Thus, the aim of this study was to evaluate the influence of some factors involved during the photo-activation procedure on the degree of temperature increase and its consequences in some properties of photo-activated composites. For a better understanding, the research was divided in three works. The first work verified the temperature increase during photo-activation using three different LCUs in increments of 2 and 3mm using two composites. The thicker composite (3mm) contributed to a statistically significant decrease ($p < 0.05$) in temperature increase. The light source factor also produced significant statistical difference in the temperature increase during photo-activation ($p < 0.05$), where the halogen LCU produced higher values of temperature increase when compared to the sources LED and PAC ($p < 0.05$). Composite type presented a complex behavior influencing temperature increase observed herein. The second work verified the temperature increase during photo-activation and the hardness using three LCUs and two restorative composites. The LED LCU produced lower values of temperature increase, regardless the composite used - Filtek Flow or Filtek Z250 - when compared with the halogen LCU, but with similar Knoop hardness values. The PAC LCU generated the lowest values of temperature increase. However, this light source produced the lowest Knoop hardness values regardless composite used. The third work verified the temperature increase and the degree of conversion using three LCUs, with adequate photo-activation time as recommended by the manufacturer - the amount of time needed to equal the total energy density and the amount of time needed to equal the energy density in the range between 450-490nm of the electromagnetic spectrum. When the time recommended by the manufacturer was used, the light sources QTH and LED produced statistically similar values of degree of conversion. However, the

temperature increase generated by LED LCU was lower. When the total energy density was standardized, the PAC LCU produced a degree of conversion similar to the other LCUs. When the energy density was equaled in range between 450-490nm, the LED LCU produced values of degree of conversion statistically higher to the ones produced by the PAC LCU. The PAC LCU produced the smallest values of temperature increase, regardless the exposure time.

Keywords: Hardness; Spectroscopy, Fourier transform infrared; Composite resins; Temperature.

INTRODUÇÃO

A melhoria da qualidade dos materiais restauradores e das técnicas restauradoras, aliado ao aumento da demanda por tratamentos estéticos, tem proporcionado relevante crescimento do uso de restaurações com compósitos odontológicos. Os compósitos fotoativados foram introduzidos no mercado na década de 70. No entanto, os primeiros produtos eram fotoativados por luz ultravioleta, a qual oferecia riscos à visão, tanto do operador quanto do paciente e proporcionavam propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias ao compósito (PEUTZFELDT *et al.*, 2000; SAHAFI *et al.*, 2001). Como consequência, versões posteriores passaram a ser fotoativadas por luz visível que, além de proporcionar maior profundidade de polimerização, permitem a fotoativação em menor período de tempo (RUYTER & ØYSÆD, 1982). Para o uso destas fontes, foi necessário o desenvolvimento de compósitos restauradores apropriados, os quais passaram a conter fotoiniciadores sensíveis à luz visível. O uso do sistema ativador/iniciador baseado na combinação canforoquinona/amina terciária foi adotado, sendo o sistema mais utilizado nos compósitos restauradores odontológicos (ALTHOFF & HARTUNG, 2000; STANSBURY, 2000).

Os aparelhos mais tradicionais que emitem luz visível são compostos de lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio (também conhecidas como lâmpadas halógenas). Estas lâmpadas consistem de um filamento de tungstênio conectado a eletrodos, o qual, permitindo o fluxo da eletricidade, gera luz e calor (RUEGGERBERG, 1999). As lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio emitem luz branca que, ao passar por filtros específicos, tem selecionado determinadas regiões do espectro eletromagnético. Desta forma, apenas a região azul do espectro é selecionada para a fotoativação do compósito odontológico (BURGESS *et al.*, 2002), tendo em vista ser esta a região de absorção da canforoquinona. Este tipo de lâmpada possui vida útil média de 50 horas e, além disso, os

componentes deste aparelho apresentam degradação com o tempo, reduzindo a efetividade da fotoativação (BURGESS *et al.*, 2002).

Procurando aumentar a profundidade de polimerização e diminuir o tempo de irradiação, diversas indústrias passaram a desenvolver fontes de luz de alta potência (RUEGGERBERG, 1999). Dentre estas, surgiram os aparelhos que utilizam o arco de plasma de xenônio (PAC) como fonte de luz. Estes aparelhos consistem de dois eletrodos de tungstênio separados por uma pequena fenda, onde alta voltagem é gerada. A “faísca” resultante ioniza o ambiente gasoso (xenônio) e cria um gás condutor conhecido como plasma (RUEGGERBERG, 1999; BURGESS *et al.*, 2002). Estas luzes emitem grande quantidade de energia e as unidades devem dispor de filtros para descartar os comprimentos de onda indesejáveis (CAUGHMAN & RUEGGERBERG, 2002; GAGLIANI *et al.*, 2002).

Relativamente novos no mercado odontológico, os aparelhos de fotoativação que utilizam luz emitida por diodos (LEDs) foram introduzidos para fotoativação de compósitos restauradores (STAHL *et al.*, 2000). O LED é constituído de materiais semicondutores que determinam o tipo de luz emitida (BURGESS *et al.*, 2002). Cada material semicondutor apresenta uma faixa de energia, entre as bandas de condução e valência, que determinará o espectro de emissão da luz, caracterizando a cor emitida (KURACHI *et al.*, 2001). Para fotoativação de compósitos odontológicos, os LEDs emitem luz azul. A utilização dos LEDs se justifica pelo fato destes possuírem longo tempo de vida útil (acima de 10.000 horas), pouca degradação com o passar do tempo e não necessitarem de filtros especiais devido ao estreito espectro de comprimento de onda emitido, que coincide com a região de absorção da canforoquinona (CAUGHMAN & RUEGGERBERG, 2002).

Durante o processo de polimerização de compósitos fotoativados por luz visível, um aumento de temperatura intrapulpar pode ser gerado tanto pelo processo de reação exotérmica, que ocorre na reação de polimerização por adição do compósito (ANUSAVICE, 1998), quanto pela energia absorvida durante a

irradiação pela luz fotoativadora (McCABE, 1985; SHORTALL & HARRINGTON, 1998).

Ao longo dos anos, estudos têm procurado verificar a influência do calor gerado pelas fontes de luz fotoativadoras e pela polimerização dos compósitos sobre o aumento da temperatura intrapulpar, considerando que o calor externo pode causar dano à estrutura dental pelo aumento da temperatura na câmara pulpar, resultando em lesões inflamatórias irreversíveis aos tecidos pulpare (LISANTI & ZANDER, 1952; ZACH & COHEN, 1965). Além disto, estudos recentes têm procurado verificar a influência da temperatura ao qual o compósito é submetido sobre as suas propriedades pós-fotoativação.

Desta forma, torna-se necessário à avaliação e registro dos valores de calor gerado durante o processo de fotoativação de compósitos odontológicos e a relação deste aumento de temperatura com o grau de dureza Knoop e o grau de conversão.

PROPOSIÇÃO

Visando melhor entendimento do aumento de temperatura durante a fotoativação de compósitos restauradores odontológicos, o estudo foi abordado em três trabalhos, objetivando verificar:

- 1 - a variação da temperatura durante a fotoativação de incrementos de 2 e 3mm de espessura de dois compósitos restauradores quando fotoativados por três diferentes fontes de luz;
- 2 – o aumento de temperatura durante a fotoativação e a dureza de dois compósitos restauradores quando utilizadas três fontes de luz e;
- 3 - a variação da temperatura e o grau de conversão quando utilizadas três fontes de luz, com tempo de fotoativação indicado pelo fabricante, tempo necessário para igualar a densidade de energia total e tempo necessário para igualar a densidade de energia na faixa entre 450-490nm do espectro eletromagnético.

CAPÍTULO 1

AUMENTO DE TEMPERATURA DURANTE A FOTOATIVAÇÃO UTILIZANDO TRÊS FONTES DE LUZ E DOIS COMPÓSITOS RESTAURADORES EM INCREMENTOS DE DOIS E TRÊS MILÍMETROS

Temperature rise during photo-activation using three light sources and two resin composite with two and three millimeters thickness

SCHNEIDER, LFJ; SINHORETI MAC; CORRER SOBRINHO, L; CONSANI, S.

Luis Felipe Jochims Schneider*
Mário Alexandre Coelho Sinhoreti***
Lourenço Correr Sobrinho**
Simonides Consani**

* Aluno de pós-graduação, nível mestrado, Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (UNICAMP)

** Professor Titular do Departamento de Odontologia Restauradora, Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (UNICAMP)

*** Professor Associado do Departamento de Odontologia Restauradora, Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (UNICAMP)

Endereço para correspondência: Prof. Dr. Simonides Consani - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; Departamento de Odontologia Restauradora; Área de Materiais Dentários - Av. Limeira 901, Caixa Postal 52; CEP - 13414-903, Piracicaba – SP
Telefone: (19)34125345
e-mail: consani@fop.unicamp.br / schneider@fop.unicamp.br

AUMENTO DE TEMPERATURA DURANTE A FOTOATIVAÇÃO UTILIZANDO TRÊS FONTES DE LUZ E DOIS COMPÓSITOS RESTAURADORES EM INCREMENTOS DE DOIS E TRÊS MILÍMETROS.

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo verificar o aumento de temperatura durante a fotoativação de dois compósitos restauradores, em incrementos de diferentes espessuras, quando utilizadas diferentes fontes de luz. Através de um termopar, adaptado a uma matriz, verificou-se o aumento de temperatura durante a fotoativação dos compósitos Filtek Z250 e Filtek Flow, em incrementos de 2 e 3 mm, com as fontes de luz halógena, LED e arco de plasma. Os valores registrados (em grau Celsius) foram submetidos à análise de variância três fatores (compósito, fonte de luz e espessura do incremento) e ao teste de Tukey com 5% de significância. A maior espessura de compósito (3 mm) contribuiu para uma diminuição estatisticamente significativa ($p < 0,05$) da variação da temperatura. O fator fonte de luz também produziu diferença estatística significativa na variação de temperatura durante a fotoativação ($p < 0,05$), onde a fonte halógena produziu valores superiores quando comparada às demais fonte ($p < 0,05$). O fator compósito influenciou no aumento de temperatura observado. Assim, todos fatores analisados mostraram influência no aumento da temperatura durante a fotoativação.

ABSTRACT

The aim of the present study was to verify the temperature rise during the photo-activation of two resin composites, with two different thickness, and three light sources. The temperature rise, verified with a thermocouple adapted to a mould, was recorded during the Filtek Z250 and Filtek Flow photo activation, with 2 and 3 millimeters increments, with halogen, LED and plasma arc sources. The obtained values (in Celsius degree) were submitted to three-way ANOVA (resin composite, light sources and increment thickness) and Tukey's test with 5% significance. Thicker specimens (3 mm) presented statistically lower temperature rise ($p < 0.05$). The light source factor caused statistically difference in temperature rise during the photo-activation ($p < 0.05$), where the halogen source produced higher values. The composite type (Filtek Z250 or Filtek Flow) presented a complex behavior, but that influenced the temperature rise. Therefore, all studied factors showed influence in the temperature rise during the photo activation.

Palavras-chave: compósito restaurador, fotoativação, aumento de temperatura.

Keywords: restorative composite, photo activation, temperature rise

INTRODUÇÃO

Quando uma fonte de calor externo é aplicada sobre a estrutura dental, um dano pode ser gerado, pois o aumento da temperatura dentro da câmara pulpar pode resultar em lesões inflamatórias irreversíveis aos tecidos pulpares (Lisanti & Zander, 1952; Zach & Cohen, 1965).

A polimerização de compósitos fotoativados por luz visível gera aumento de temperatura tanto pelo processo de reação exotérmica (que sempre ocorre num processo de polimerização com reação por adição) quanto pela energia absorvida durante a irradiação pela fonte de luz fotoativadora (McCabe, 1985; Shortall & Harrington, 1998). Procurando formas de diminuir a temperatura gerada durante a fotoativação de compósitos odontológicos, Uhl *et al.* (2003) verificaram que uma quantidade reduzida de compósito e/ou uma unidade de baixa intensidade de luz deveriam ser necessárias para reduzir o estresse térmico sobre os tecidos pulpares. Com o mesmo objetivo, Masutami *et al.* (1988) recomendaram a técnica incremental. Entretanto, Lloyd *et al.* (1986) relataram que a temperatura aumentava com a diminuição da espessura do compósito e suas observações concordam com os achados de Shortall & Harrington (1998), quando verificaram que a elevação da temperatura era maior quando a luz era aplicada sobre a cavidade vazia, ou seja, o aumento de temperatura era menor com a presença do compósito.

Assim, parece haver dúvidas se, durante a fotoativação, maior espessura de compósito poderia gerar maior quantidade de calor, devido a reação exotérmica de presa, ou devido sua capacidade de absorção de luz,

proporcionaria menor aumento da temperatura. Assim, o objetivo do presente estudo foi verificar o aumento de temperatura durante a fotoativação de incrementos de 2 e 3mm de espessura quando utilizados dois compósitos restauradores e três fontes de luz.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo foram utilizados dois compósitos restauradores: Filtek Z250 (3M/ESPE Dental Products, St Paul, MN 55144, EUA) e Filtek Flow (3M/ESPE Dental Products, St Paul, MN 55144, EUA) ambos na cor A3. A composição dos materiais restauradores encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1. Composição dos materiais restauradores.

	Matriz	Carga
Filtek Flow (A3) Lote: 3XU (1370A2)	Bis-GMA TEGDMA Polímero dimetacrilato patenteado	Zircônia/sílica: 47% em volume
Filtek Z250 (A3) Lote: 1BA (1400A2)	Bis-GMA UDMA Bis-EMA	Zircônia/sílica: 60% em volume

Três unidades fotoativadoras foram utilizadas: fonte convencional de luz emitida por lâmpada halógena (XL 2500, 3M/ESPE, St Paul, MN 55144, EUA), fonte de luz emitida por arco de plasma de Xenônio (Apollo 95E, DMD, Westlake Village, CA 91362, EUA) e fonte de luz emitida por diodo (Ultrablue Is, DMC, São Carlos, Brazil).

O aumento da temperatura foi registrado por meio de um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital (Iopetherm 46, IOPE, São Paulo, Brazil) com

precisão de 0,1°C. Uma base em resina acrílica autopolimerizável (Clássico, JET, Brasil) foi construída para servir como guia do termopar e como suporte para um disco de dentina (0,5mm de espessura), obtido através de desgaste de um dente bovino. Este disco foi utilizado para simular a dentina remanescente na cavidade. Sobre a base de resina acrílica foram adaptadas matrizes confeccionadas com silicone de condensação (Speedex, Coltène AG, Feldwisenstrasse 20, 9450 Altstätten, Suíça). Duas matrizes foram confeccionadas para obter duas diferentes espessuras de material restaurador. A diferença entre elas era a altura do orifício central, no qual o compósito era inserido em incremento único e fotoativado. A primeira, possuía um orifício de 3mm de diâmetro por 2mm de altura. A segunda, 3mm de diâmetro por 3mm de altura (Figura 1).

Após a inserção do compósito restaurador, em incremento único, tanto o compósito como a matriz de silicone foram cobertos com uma tira de poliéster e fotoativados com a ponta do aparelho fotoativador encostada sobre o conjunto. A fotoativação seguiu as instruções do fabricante. Todas as fontes de luz tiveram a intensidade de luz aferida com um radiômetro Hilux Dental Curing Light Meter (Benlioglu Dental Inc., Turquia) – Tabela 2. Sessenta amostras foram realizadas para cada compósito restaurador. A Tabela 3 mostra os doze grupos avaliados.

Tabela 2: Métodos de fotoativação.

Fontes de Luz	Intensidade (mW/cm ²)	Tempo de exposição de luz
XL 2500	600	20s
Ultrablue Is	400	20s
Apollo 95E	1450	3s

Todas as análises foram realizadas em ambiente com temperatura ($20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) e umidade (30%) controladas e as medições de aumento de temperatura foram realizadas da seguinte forma:

1. aguardava-se a temperatura do conjunto (aferida através do termopar) estabilizar-se em $20^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$;
2. realizava-se a fotoativação;
3. o maior valor registrado (pico) pelo termômetro digital era registrado;
4. subtraía-se este valor da temperatura inicial, obtendo-se assim a variação de temperatura ocorrida.

Os valores registrados foram submetidos à análise de variância três fatores (compósito, fonte de luz e espessura do incremento) e as médias obtidas ao teste de Tukey com 5% de significância.

Tabela 3: grupos avaliados.

	Material restaurador	Fonte de luz	Número de amostras
2mm	Z250	XL2500	10
	Z250	Ultrablue Is	10
	Z250	Apollo 95E	10
	Flow	XL2500	10
	Flow	Ultrablue Is	10
	Flow	Apollo 95E	10
3mm	Z250	XL2500	10
	Z250	Ultrablue Is	10
	Z250	Apollo 95E	10
	Flow	XL2500	10
	Flow	Ultrablue Is	10
	Flow	Apollo 95E	10

RESULTADOS

A Tabela 4 apresenta as médias de aumento de temperatura registradas quando utilizado o compósito restaurador Filtek Flow. Pode-se verificar que, independente da fonte de luz utilizada, a maior espessura de compósito (3mm) contribuiu para uma diminuição estatisticamente significativa ($p < 0,05$) da variação da temperatura.

O fator fonte de luz também produziu diferença estatística significativa no aumento de temperatura durante a fotoativação ($p < 0,05$). A luz emitida pela lâmpada convencional (halógena) produziu valores superiores de aumento de temperatura quando comparada às demais fontes ($p < 0,05$). A luz emitida por LED produziu valores estatisticamente inferiores ($p < 0,05$) aos registrados com a luz convencional e estatisticamente superiores ($p < 0,05$) aos registrados com a luz emitida por arco de plasma.

Tabela 4: Médias de aumento de temperatura observadas quando utilizado o compósito Filtek Flow.

	XL2500	Ultrablue	Apollo
2mm	1.60 (0.19) a, A	1.15 (0.27) a, B	0.85 (0.30) a, C
3mm	1.17 (0.12) b, A	0.87 (0.24) b, B	0.61 (0.17) b, C

Na comparação em coluna, valores médios seguidos por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente entre si. Em linha, valores médios seguidos de letras maiúsculas distintas diferem estatisticamente entre si de acordo com o teste de Tukey com 5% de significância. () Desvio padrão.

A Tabela 5 apresenta as médias de aumento de temperatura registradas quando utilizado o compósito restaurador Filtek Z250. Para as fontes de luz LED e arco de plasma, não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre incrementos de 2 e

3mm, diferentemente do observado quando utilizada a fonte halógena, onde houve aumento de temperatura estatisticamente superior ($p < 0,05$) quando utilizado incrementos de 2mm.

Quanto ao fator fonte de luz, observa-se que, para incrementos de 2mm, as fontes de luz produziram valores de variação da temperatura estatisticamente significantes ($p < 0,05$) entre si, onde a fonte halógena produziu valores superiores ao LED e, esta, valores superiores ao arco de plasma. Já para incrementos de 3mm, os valores encontrados para as fontes halógena e LED não diferiram estatisticamente entre si ($p > 0,05$), porém ambas produziram valores estatisticamente superiores ao arco de plasma ($p < 0,05$).

Tabela 5: Médias de aumento de temperatura observadas quando utilizado o compósito Filtek Z250.

	XL2500	Ultrablue	Apollo
2mm	1.36 (0.13) a, A	1.08 (0.20) a, B	0.83 (0.06) a, C
3mm	1.13 (0.22) b, A	1.09 (0.26) a, A	0.84 (0.10) a, B

Na comparação em coluna, valores médios seguidos por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente entre si. Em linha, valores médios seguidos de letras maiúsculas distintas diferem estatisticamente entre si de acordo com o teste de Tukey com 5% de significância. () Desvio padrão.

A Tabela 6 apresenta as médias de variação da temperatura observadas quando utilizados incrementos de 2 mm. Para as fontes LED e arco de plasma não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre o calor gerado pela fotoativação dos compósitos restauradores Filtek Z250 e Filtek Flow. Porém, quando utilizada a fonte de luz convencional, o compósito Filtek Flow produziu valores estatisticamente superiores ($p < 0,05$) aos encontrados quando utilizado o compósito Filtek Z250.

Tabela 6: Médias de aumento de temperatura observadas quando utilizados incrementos de 2 mm.

	XL2500	Ultrablue	Apollo
Z250	1.36 (0.13) b, A	1.08 (0.20) a, B	0.83 (0.06) a, C
Flow	1.60 (0.19) a, A	1.15 (0.27) a, B	0.85 (0.30) a, C

Na comparação em coluna, valores médios seguidos por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente entre si. Em linha, valores médios seguidos de letras maiúsculas distintas diferem estatisticamente entre si de acordo com o teste de Tukey com 5% de significância. () Desvio padrão.

A Tabela 7 apresenta as médias de aumento de temperatura observadas quando utilizados incrementos de 3 mm. Com a fonte halógena, não foi verificada diferença estatística entre os dois compósitos restauradores ($p > 0,05$). Porém, quando utilizadas as fontes LED e arco de plasma, o compósito restaurador Filtek Z250 gerou valores de variação da temperatura estatisticamente superior ($p < 0,05$) aos encontrados com o compósito restaurador Filtek Flow.

Tabela 7: Médias de aumento de temperatura observadas quando utilizados incrementos de 3 mm.

	XL2500	Ultrablue	Apollo
Z250	1.13 (0.22) a, A	1.09 (0.26) a, A	0.84 (0.10) a, B
Flow	1.17 (0.12) a, A	0.87 (0.24) b, B	0.61 (0.17) b, C

Na comparação em coluna, valores médios seguidos por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente entre si. Em linha, valores médios seguidos de letras maiúsculas distintas diferem estatisticamente entre si de acordo com o teste de Tukey com 5% de significância. () Desvio padrão.

DISCUSSÃO

A espessura de compósito restaurador mostrou ser um fator importante na elevação da temperatura, pois, com o compósito restaurador Filtek Flow, houve uma redução significativa ($p < 0,05$) da temperatura quando utilizados incrementos maiores (3mm), independentemente da fonte de luz utilizada. Quando utilizado o compósito restaurador Z250, resultado similar foi observado com a fonte de luz halógena. No entanto, quando utilizadas as fontes LED e arco de plasma, o

mesmo comportamento não foi observado. Provavelmente, isto pode estar associado a menores valores de densidade de energia (intensidade de luz X tempo) aplicadas por estas fontes de luz, que já causaram baixos níveis de variação da temperatura quando utilizados incrementos de 2mm. Assim, a capacidade de absorção do calor gerado pela fonte de luz – por parte do compósito – supera o calor gerado durante a reação exotérmica de polimerização. Ou seja, apesar de existir maior quantidade de material para promover a reação exotérmica, a luz, ao passar através do compósito, segundo Rueggeberg (1999) e Knezevic *et al.* (2001), é absorvida e “espalhada”, atenuando a intensidade e reduzindo a efetividade de polimerização, conforme a profundidade aumenta.

A polimerização foto-induzida é uma tecnologia em expansão que resulta em diversas vantagens (Andrzejewska, 2001). Contudo, a fonte de luz parece ser o principal fator no aumento da temperatura, pois, com exceção do grupo que utilizou o compósito restaurador Z250 com espessura de 3mm, a fonte halógena sempre produziu valores de aquecimento estatisticamente superiores, seguida pela fonte LED. Isto provavelmente se deve à densidade de energia (intensidade X tempo de exposição) produzida por cada método de fotoativação (Rueggeberg,1999; Yap & Seneviratne, 2001), onde a fonte halógena produziu $12\text{J}/\text{cm}^2$ ($600\text{mW}/\text{cm}^2$ por 20 segundos), a fonte LED $8\text{J}/\text{cm}^2$ ($400\text{mW}/\text{cm}^2$ for 20 seconds) e a fonte arco de plasma $4,3\text{J}/\text{cm}^2$ ($1450\text{mW}/\text{cm}^2$ por 3 segundos). Contudo, a maior densidade de energia implica em melhores propriedades físicas do compósito restaurador (Rueggeberg & Craig, 1988). Assim, pode não ser vantagem o fato da luz emitida por arco de plasma produzir menores níveis de

variação da temperatura, pois isto pode estar associado à incompleta polimerização do material restaurador.

Os resultados do presente trabalho concordam com os achados de Lloyd *et al.* (1986) e Strang *et al.* (1988), os quais relataram que o principal fator envolvido no aumento de temperatura durante a fotoativação de compósitos resinosos é a energia absorvida durante a irradiação, enquanto o processo exotérmico da reação de polimerização era de importância secundária no aquecimento.

Quanto à influência do tipo de compósito restaurador na elevação da temperatura, este fator apresenta comportamento complexo. Utilizando incrementos de 2mm, não houve diferença estatística ($p > 0,05$) no aumento de temperatura quando comparados os compósitos restauradores Filtek Z250 e Filtek Flow tanto com o LED quanto com o arco de plasma. Contudo, quando utilizada a fonte halógena, o compósito restaurador Filtek Flow apresentou aumento de temperatura estatisticamente superior ($p < 0,05$) ao compósito restaurador Filtek Z250, fato provavelmente associado à diferença de composição. Segundo Lloyd & Brown (1984), a reação de polimerização é uma reação exotérmica, cujo fator está diretamente relacionado com o volume de resina. O compósito Filtek Flow possui 47% de carga inorgânica (em volume), enquanto o compósito Filtek Z250, 60%. Assim, o fato do compósito Filtek Flow apresentar maior proporção de matriz resinosa pode ser a explicação para os maiores valores de aumento de temperatura encontrados no trabalho. Contudo, como a polimerização da matriz resinosa é dependente da densidade de energia empregada, a baixa densidade de energia aplicada com o LED e com o arco de plasma pode ser a razão para

não haver diferença estatística no aumento de temperatura, na comparação dos compósitos, quando estas fontes de luz foram utilizadas.

Quando analisadas as médias encontradas para os incrementos de 3mm de espessura, foi encontrado comportamento diferente ao observado para os incrementos de 2mm. Com incrementos de 3mm, quando utilizada a fonte halógena não houve diferença estatística ($p>0,05$) no aumento de temperatura na comparação entre compósitos. No entanto, quando utilizadas as fontes de luz emitida por LED e por arco de plasma, o compósito Filtek Flow apresentou valores estatisticamente inferiores ($p<0,05$) de aumento de temperatura quando comparado ao compósito Filtek Z250. A explicação para este fato provavelmente também pode estar relacionada à densidade de energia dos aparelhos fotoativadores e, segundo Shortall & Harrington (1998), também às características de transmissão de luz do compósito. Com o aumento da espessura do compósito, há uma diminuição da densidade de luz (Prati *et al.*, 1999) e menor conversão de monômeros em polímeros nas regiões mais profundas (Lovell *et al.*, 2003), provavelmente com uma menor reação exotérmica de polimerização. Assim, supostamente, o compósito Filtek Flow empregado em incrementos de 3mm, ao ser fotoativado com menor eficiência, por todas fontes de luz, tem maior proporção de matriz resinosa não polimerizada, com conseqüente redução da reação exotérmica. Além disso, por se tratar de um componente com baixo coeficiente de condutividade térmica, a maior proporção de matriz resinosa pode funcionar como um isolante térmico, promovendo menores valores de variação da temperatura.

CONCLUSÕES

Os métodos de fotoativação, composição do compósito restaurador e espessura do incremento de compósito, mostraram influência no aumento da temperatura durante a fotoativação.

REFERÊNCIAS

Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Prog Polym Sci* 2001;26(4):605-665.

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehab* 2001;28(6):586-591.

Lisanti VF, Zander HA. Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements to pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue. *J Dent Res* 1952;31(4):548-558.

Lloyd CH, Brown EA. The heats of a reaction and temperature rises associated with the setting of bonding resins. *J Oral Rehab* 1984;11(4):319-324.

Lloyd CH, Joshi A, Mcglynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater* 1986; 2(4):170-174.

Lovell LG, Newman SM, Donaldson MM, Bowman CN. The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model, unfilled dental resin. *Dent Mater* 2003;19(3):458-465.

Masutami S, Setcos JC, Schinell RJ, Phillips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dent Mater* 1988;4(4):174-178.

McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater* 1985;1(6):231-234.

Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on intensity reduction. *Am J Dent* 1999;12(5):231-234.

Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of Parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite *J Dent Res* 1988; 67(6):932-937.

Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compendium* 1999;20(25):S4-S15.

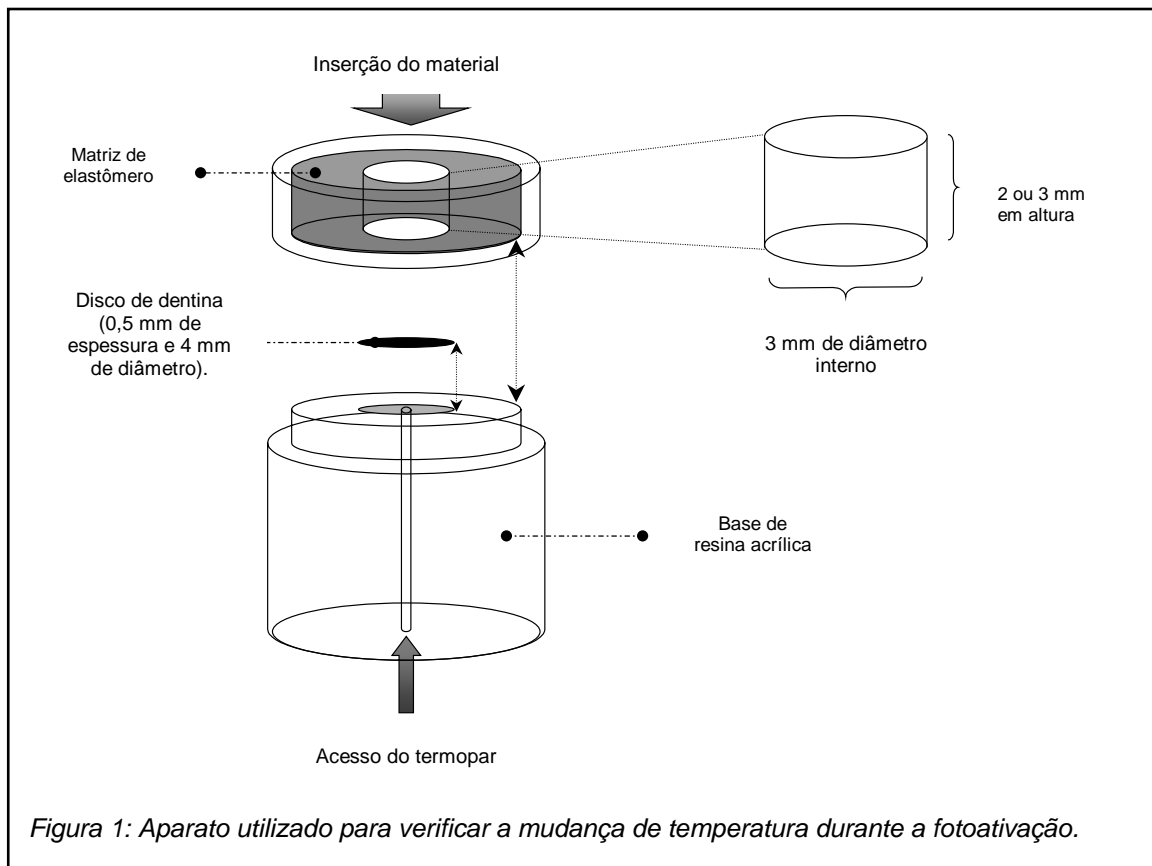
Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehab* 1998;25(12):908-913.

Strang R, Paterson CJW, Mclundie AC, Cummings A, Smail SRJ. In vitro temperature rises produced by five polymerizing light sources. *Rest Dent* 1988;4:33-37.

Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composite cured with LED and halogen technology. *Biomater* 2003;24(10):1809-1820.

Yap AUJ, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001;26(5):460-466.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19(4):515-530.



CAPÍTULO 2

TEMPERATURE CHANGE AND HARDNESS WITH DIFFERENT RESIN COMPOSITES AND PHOTO-ACTIVATION METHODS

Schneider LFJ, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L, Milan FM, Consani S.

Luis Felipe Jochims Schneider, DDS*
Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, DDS, MS, PhD***
Lourenço Correr Sobrinho, DDS, MS, PhD **
Fábio Machado Milan, DDS, MS, PhD****
Simonides Consani, DDS, PhD**

Short title: Temperature rise and curing effectiveness of photo-activation methods.

** Postgraduate student, Dental Materials, School of Dentistry of Piracicaba, State University of Campinas - Brazil*

*** Titular Professor of Dental Materials, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry of Piracicaba, State University of Campinas - Brazil*

**** Associate Professor of Dental Materials, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry of Piracicaba, State University of Campinas – Brazil*

***** Professor of Operative Dentistry, Santa Cruz do Sul University - Brazil*

Corresponding author:

Prof. Dr. Simonides Consani

Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Departamento de Odontologia Restauradora; Área de Materiais Dentários

Av. Limeira 901, Caixa Postal 52; CEP - 13414-903, Piracicaba – SP - Brazil

Phone number: 55-19-34125345

e-mail: consani@fop.unicamp.br and schneider@fop.unicamp.br

TEMPERATURE CHANGE AND HARDNESS WITH DIFFERENT RESIN COMPOSITES AND PHOTO-ACTIVATION METHODS.

Clinical Significance: The increase in temperature is affected by the material, the shade, and the light source. However, light source is the most important factor that produces different temperature changes during the photo-activation of resin composite.

Summary

The aim of the present study was to verify whether there is any difference in the temperature change during the photo-activation of two resin composites (Filtek Z250 and Filtek Flow - 3M/ESPE Dental Products, St Paul, MN 55144, USA) with three different light curing methods (conventional halogen light curing unit, light emitting diodes curing unit and xenon plasma arc curing unit) and the relationship of temperature change with resin composite hardness. A type-K thermocouple registered the temperature rise peak in an elastomer mould during the photo-activation. After the photo-activation procedure, the specimens were submitted to Knoop hardness test performed by an indenter (HMV-2000, Shimadzu, Tokyo 101, Japan) under a load of 50g for 15 seconds. Both the temperature change data and the results of the Knoop hardness test were submitted to ANOVA and Tukey's test at the 5% significance level. No statistical differences in temperature rise were recorded for the different composites following processing by light curing unit ($p>0.05$). The conventional halogen source produced statistically higher temperatures ($p<0.05$) than the other units. Plasma arc source promoted

statistically lower ($p < 0.05$) Knoop hardness values and temperature changes than the other light curing units.

INTRODUCTION

Tooth-colored restorative materials based on dimethacrylate monomers have increasingly been used to replace missing tooth structures and to modify tooth esthetics. Currently, light cured composites set via an addition polymerization and exposure to light of a requisite wavelength and intensity initiates the generation of free radicals that propagate the polymerization, which lead to material hardening (Rueggeberg, 1999; Deb & Sehmi, 2003). However, polymerization of light-activated resin composites causes the temperature increase by an exothermic reaction process and by energy absorbed during irradiation (McCabe, 1985; Shortall & Harrington, 1998).

The most widely used light curing source for resin composites photo-activation is conventional halogen light curing unit (Hofmann *et al.*, 2002). The main radiant output from a conventional halogen source is infrared energy, which is absorbed by resin composites and results in an increased molecular vibration and heat generation. Thus, conventional halogen light curing units require heat-absorbing filters to reduce the passage of infrared energy from the source to the tooth. However, unfiltered infrared energy can result in heat generation at the pulp chamber (Rueggeberg, 1999).

The plasma arc light curing units are designed for high-speed curing of composites in direct restorations. However, the increased power of commercially

available dental-curing units has also increased the potential for generating unacceptable temperatures in pulp tissue (Hansen & Asmussen, 1993; Hannig & Bott, 1999; Loney & Price, 2001).

Relatively new light-emitting diode (LED) technology promises comparable curing abilities to conventional halogen light curing units at lower polymerization temperatures (Uhl *et al.*, 2003). These blue light-emitting diodes curing units emit a narrow light wavelength (455 nm-486 nm) that correlates with the spectral absorbance range of camphorquinone (Parr & Rueggeberg, 2002). The output of first generation LED light curing units is limited, however, newer LED sources have substituted conventional LED elements by small chips that contain very large surface-emitting LED chips (Caughman & Rueggeberg, 2002).

External heat applied to teeth can cause pulpal trauma because an increase in the intrapulpal temperature can result in irreversible damage to the pulp tissue (Lisanti & Zander, 1952; 1958; Zach & Cohen, 1965). This thermal trauma may be induced by cavity preparation or by the exothermic setting reaction of cavity linings and restorative materials (McCabe & Wilson, 1980).

Therefore, this study investigated the temperature rise and curing effectiveness of three light curing units and two resin composites with different viscosities.

METHODS AND MATERIALS

Two restorative resin composites with different viscosities were used in this study: medium viscosity Filtek Z250 (3M/ESPE Dental Products, St Paul, MN

55144, USA) and low viscosity Filtek Flow (3M/ESPE Dental Products, St Paul, MN 55144, USA). The restorative resin composite compositions are shown in Table 1.

Three light curing units were used: conventional halogen light-curing unit (XL 2500, 3M/ESPE, St Paul, MN 55144, USA), xenon plasma arc curing unit (Apollo 95E, DMD, Westlake Village, CA 91362, USA) and light-emitting diodes curing unit (Ultrablue Is, D.M.C. Equipamentos LTDA. São Carlos, 13562030, São Paulo - SP, Brazil).

Temperature test

The temperature change was recorded using a type-K thermocouple connected to a digital thermometer (Iopetherm 46, IOPE, São Paulo - SP, 02712-050, Brazil). The resin composites were applied in a circular elastomer mold (3mm in inner diameter and 2mm in height) with the thermocouple positioned in the center of the mold. Between the thermocouple and the composite, a 0.5mm dentin disc was positioned to simulate the leftover dentin (Figure 1). The resin composites were then covered with a Mylar strip and digitally pressed. Thirty specimens were prepared for each composite (ten for each light source). For the photo-activation, the curing tips were positioned close to the elastomer mold/restorative composite. With the conventional halogen source and the LED light curing unit, the photo-activation was performed for 20 seconds. For the plasma arc curing unit, 3 seconds were used according to the manufacturer's instructions. The light intensities were verified with a digital radiometer Hilux Dental Curing Light Meter (Benlioglu Dental Inc., Binnaz SK 1-6 Kavaklıdere, Ankara 06700, Turkey). The groups are shown in Table 2.

All measurements were taken in a temperature/humidity controlled room, with a constant temperature of $20^{\circ}\text{C} \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ and 30% relative humidity.

For the measurements of temperature, the initial temperature was recorded following temperature stabilization, the composite was then light-cured and the temperature peak was registered. The initial temperature was deducted from the final in order to identify the temperature change.

The temperature change data were submitted to two-way ANOVA and the means were compared by Tukey's test (5% of significance level).

Knoop hardness test

After the photo-activation procedure the specimens were then placed in $\frac{3}{4}$ inch diameter PVC rings filled with self-curing acrylic resin (JET, Artigos Odontológicos Clássico, 05458-002 - São Paulo - SP, Brazil) to keep them fixed. After 24 hours, each group was flattened with carbide sandpaper series of decreasing grit (320, 400, 600 and 1200) on an automatic polisher APL-4 (Arotec Ind. Com., Cotia – SP, 06709-150, Brazil) to obtain polished and flattened surfaces. The Knoop hardness readings were performed with an indenter (HMV-2000, Shimadzu, Tokyo 101, Japan) under a load of 50g for 15 seconds.

Three indentations were made on three different regions: surface, 1mm and 2mm depths, in a total 9 indentations for each specimen. The values obtained in micrometers were converted to Knoop Hardness Number (KHN) by indenter software. The results of the Knoop hardness test were submitted to two-way ANOVA and the means were compared by Tukey's test (5% of significance level).

RESULTS

Table 3 shows the mean values of Knoop hardness in each appraised depth for all the photo-activation methods with Filtek Z250. It was noted that, generally, there was not a numerical decrease in hardness as depth increased. Only plasma arc light curing unit had a significant decrease in hardness values at 2mm depth ($p < 0.05$). Comparing the methods, at the surface and 1mm depth, there were no statistically differences ($p > 0.05$). At the 2mm depth, plasma arc curing unit was statistically lower ($p < 0.05$) than the others.

Table 4 shows the mean values of Knoop hardness in each appraised depth for all the photo-activation methods with Filtek Flow. It was also verified that, similarly to Z250, there generally was no decrease in hardness, as depth increased and only the plasma arc source had a significant decrease in hardness values at the 2mm depth ($p < 0.05$). Comparing the methods at all depths, there were no statistically differences ($p > 0.05$) between the conventional halogen source and LED light curing unit. However, plasma arc source was statistically lower ($p < 0.05$) than the others.

The Table 5 shows mean values of temperature rise recorded (Celsius degree). No statistical difference was observed for the different resin composites with any of the photo-activation methods ($p > 0.05$). However, the light curing unit factor demonstrated that the conventional halogen source produced statistically higher temperatures ($p < 0.05$) than the other units. It was also observed that the LED curing unit produced statically higher temperatures than plasma arc source ($p < 0.05$).

DISCUSSION

Thermal transfer is affected by dentin thickness (Goodis *et al.*, 1989). According to Loney & Price (2001), thicker dentin specimens reduce temperature changes. Whilst dentine has a relatively low thermal conductivity, the potential for pulpal damage is greater in deep cavities when the residual dentin thickness is small and the tubular surface area increases (Shortall & Harrington, 1998). Thus, the 0.5mm dentine disc was used to standardize the leftover dentin and give us a more real value of thermal transfer.

The resin composite shade is another factor that could affect the temperature change (Uhl *et al.*, 2003). With conventional halogen light curing units, darker shades produce higher temperatures than lighter shades. However, for LED light curing units there is a tendency for composites having a lighter shade to produce higher temperatures (Uhl *et al.* 2003). This occurrence can be explained by their generally higher light transmittance for light at a wavelength of 470nm, where there is the maximum absorption of camphorquinone (Uhl *et al.* 2003). For this reason, only one shade was used in the present study.

According to McCabe (1985) and Shortall & Harrington (1998), the degree of temperature rise in the tooth is caused by the exothermic setting reaction of the composite during the polymerization process and the energy input of the light curing unit. The rate of the exothermic setting reaction is a function of the irradiance of the light curing unit, the composite chemical composition and the light transmission properties of the resin composite (Shortall & Harrington, 1998). As light passes through the composite, it is absorbed and scattered, attenuating the

intensity and reducing the effectiveness of the light for resin polymerization as the depth increases (Rueggeberg, 1999; Knezevic *et al.*, 2001). As the resin composite should be cured in increments of 2mm thickness to assure maximal polymerization of the material, this measurement was used in this study.

As Knoop hardness provides a good parameter to estimate monomer conversion in a light-cured composite (Ferracane, 1985; DeWald & Ferracane, 1987; Rueggeberg & Craig, 1988) this was used as an indirect measurement of degree of cure in the present study.

The temperature rise with the two composites used is higher in the case of photo-activation with conventional halogen light curing unit than LED and plasma arc curing sources (Table 5). With conventional halogen light curing units, the emitted radiation at the light curing tip is mainly visible light and infrared energy, which does not contribute to activation of photoinitiators (Hofmann *et al.*, 2002; Deb & Sehmi, 2003). The temperature rise during photo-activation was smaller with the LED light curing unit than with the conventional halogen source, but the mean values of Knoop hardness were not statically different ($p>0.05$). Thus, LED source promoted the same conversion degree with lower temperatures since it emits a narrow wavelength of light (455nm-486nm) that correlates with the spectral absorbance range of camphoquinone (Parr & Rueggeberg, 2002).

Plasma arc curing sources have higher intensities of light emitted over a narrow range of wavelengths and, due to the high irradiance, offer a much shorter curing time in comparison to conventional halogen light units (Deb & Sehmi, 2003). However, the high irradiance delivered by plasma arc source over a few seconds is

not enough to produce optimum properties in resin composites and has a great influence on the degree of polymerization (Peutzfeldt *et al.*, 2000). Thus, it can be suggested that the plasma arc light curing units led to inefficient curing (Deb & Sehmi, 2003). This confirms the present study, where plasma arc curing unit promoted lower temperatures, but also caused lower mean values of Knoop hardness. Thus, the lower temperature during photo-activation cannot be regarded as an advantage, but has to be attributed to the incomplete activation of the materials by the plasma arc curing unit, which results in lower hardness values.

The cure temperature rise of a photo-activated resin composite is based on the total energy delivered to it (Rueggeberg, 1999; Yap & Seneviratne, 2001). The conventional halogen light curing unit produces $12.0\text{J}/\text{cm}^2$ ($600\text{mW}/\text{cm}^2$ for 20 seconds), the LED produces $8.0\text{J}/\text{cm}^2$ ($400\text{mW}/\text{cm}^2$ for 20 seconds) and the plasma arc produces $4.35\text{J}/\text{cm}^2$ ($1450\text{mW}/\text{cm}^2$ for 3 seconds). The difference in energy produced by these units probably accounts for the differences in the observed temperature changes and Knoop hardness.

With regard to resin composite composition, Shortall & Harrington (1998) concluded that the temperature rise also relates to the light transmission characteristics of the resin composite. Masutani *et al.* (1988) suggested that the resin exothermic reaction has a greater influence upon the temperature rise during curing than the light source. However, Lloyd *et al.* (1986) and Strang *et al.* (1988) reported that the major factor for temperature increase during light-activated polymerization of resin composites is the energy absorbed during irradiation, whereas the exothermic composite polymerization process is of secondary

importance for the temperature increase. These findings support the present study, where the material composition does not affect the temperature rise observed with all light curing units (Table 5).

CONCLUSIONS

With Filtek Z250 and Filtek Flow resin composites it was noted that, generally, there was no decrease in Knoop hardness as depth increased, with all photo-activation methods.

Comparing the photo-activation methods, at all depths, there were no statistically differences ($p>0.05$) in Knoop hardness values between conventional halogen and light-emitting diodes curing units.

Plasma arc curing unit promoted statistically lower ($p<0.05$) Knoop hardness values and temperature changes than other units.

The composite factor does not show any statistically difference in temperature rises for any light curing unit ($p>0.05$).

The conventional halogen light curing unit produced statistically higher temperatures ($p<0.05$) than other units.

REFERENCES

Caughman WF & Rueggeberg FA (2002) Shedding new light on composite polymerization *Operative Dentistry* **27(6)** 636-638.

Deb S & Sehmi H (2003) A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light *Dental Materials* **19(6)** 517-522.

DeWald JP & Ferracane JL (1987) A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites *Journal of Dental Research* **66(3)** 727-730.

Ferracane JL (1985) Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins *Dental Materials* **16(1)** 11-14.

Goodis HE, White JM, Andrews J & Watanabe LG (1989) Measurements of temperature generated by visible-light-cure lamps in an *in vitro* model *Dental Materials* **5(4)** 230-234.

Hannig M & Bott B (1999) In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources *Dental Materials* **15(4)** 275-281.

Hansen EK & Asmussen E (1993) Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin *Scandinavian Journal of Dental Research* **101(3)** 176-179.

Hofmann N, Hugo B & Klaiber B (2002) Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness *European Journal of Oral Sciences* **110(6)** 471-479.

Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G & Ristic M (2001) Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes *Journal of Oral Rehabilitation* **28(6)** 586-591.

Lisanti VF & Zander HA (1952) Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements to pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue *Journal of Dental Research* **31(4)** 548-558.

Lloyd CH, Joshi A & Mcglynn E (1986) Temperature rises produced by light sources and composites during curing *Dental Materials* **2(4)** 170-174.

Loney RW & Price RBT (2001) Temperature transmission of High-output light-curing units through dentin *Operative Dentistry* **26(5)** 516-520.

Masutami S, Setcos JC, Schinell RJ & Phillips RW (1988) Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins *Dental Materials* **4(4)** 174-178.

McCabe JF (1985) Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA) *Dental Materials* **1(6)** 231-234.

McCabe JF & Wilson HJ (1980). The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials *Journal of Oral Rehabilitation* **7(3)** 235-243.

Parr GR & Rueggeberg FA (2002) Spectral analysis of commercial LED dental curing lights *Journal of Dental Research* **81(Special Issue)** Abstract #507 p 88.

Peutzfeldt A, Sahafi A & Asmussen E (2000) Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units *Dental Materials* **16(5)** 330-336.

Rueggeberg F (1999) Contemporary issues in photocuring *Compendium* **20(25)** S4-S15.

Rueggeberg FA & Craig RG (1988) Correlation of Parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite *Journal of Dental Research* **67(6)** 932-937.

Shortall AC & Harrington E (1998) Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites *Journal of Oral Rehabilitation* **25(12)** 908-913.

Strang R, Paterson CJW, Mclundie AC, Cummings A & Smail SRJ (1988) *In vitro* temperature rises produced by five polymerizing light sources *Restorative Dentistry* **4(2)** 33-35.

Uhl A, Mills RW & Jandt KD (2003) Polymerization and light-induced heat of dental composite cured with LED and halogen technology *Biomaterials* **24(10)** 1809-1820.

Yap AUJ & Seneviratne C (2001) Influence of light energy density on effectiveness of composite cure *Operative Dentistry* **26(5)** 460-466.

Zach L & Cohen G (1965) Pulp response to externally applied heat *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology* **19(4)** 515-530.

TABLES:

Table 1. Composition of the resin composites.

	Matrix	Filler
Filtek Flow (A3)	Bis-GMA	Zircon/silic: 47% in volume
Batch n° : 3XU (1370A2)	TEGDMA	
	Patented dimetacrilate polymer	
Filtek Z250 (A3)	Bis-GMA	Zircon/silic: 60% in volume
Batch n°: 1BA (1400A2)	UDMA	
	Bis-EMA	

Table 2: Characteristics of the groups.

LCU	Intensity of light	Equipment	Exposure	Z250 (n)	Flow (n)
Halogen	600 mW/cm ²	XL 2500	20 s	10	10
LED	400 mW/cm ²	Ultrablue 1S	20 s	10	10
PAC	1450 mW/cm ²	Apollo 95E	3 s	10	10

Table 3: Mean values of Knoop hardness (KHN) in each appraised depth for all the photo-activation methods with Filtek Z250.

	Halogen	LED	PAC
Surface	80.89 (8.53) a, A	76.44 (7.77) a, A	74.85 (6.53) a, A
1mm	76.92 (4.81) a, A	75.08 (4.65) a, A	73.89 (8.23) a, A
2mm	74.12 (5.38) a, A	73.48 (4.89) a, A	65.72 (12.58) b, B

Mean values followed by different small letters in the column differ statistically among themselves for the Tukey's Test at the 5% level. Mean values followed by different capital letters in the line differ statistically for the photo-activation methods by the Tukey's Test at the 5% level () Standard Deviation.

Table 4: Mean values of Knoop hardness (KHN) in each appraised depth for all the photo-activation methods with Filtek Flow.

	Halogen	LED	PAC
Surface	38.18 (7.35) a, A	36.54 (3.55) a, A	23.94 (7.77) a, B
1mm	41.32 (9.16) a, A	39.50 (3.70) a, A	27.19 (4.91) a, B
2mm	36.53 (7.45) a, A	35.01 (5.59) a, A	17.17 (7.91) b, B

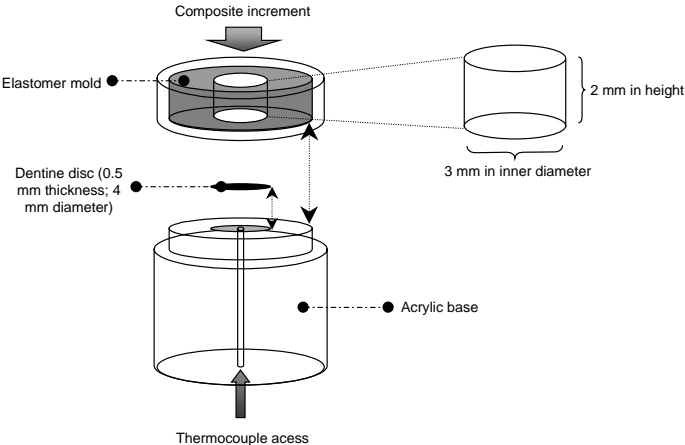
Mean values followed by different small letters in the column differ statistically among themselves for the Tukey's Test at the 5% level. Mean values followed by different capital letters in the line differ statistically for the photo-activation methods by the Tukey's Test at the 5% level () Standard Deviation.

Table 5: Mean values of temperature rise (Celsius degree)

Mean values of temperature rise in Celsius degree			
	Halogen	LED	PAC
Filtek Z250	1.36 (0.13) a, A	1.08 (0.20) a, B	0.83 (0.25) a, C
Filtek Flow	1.60 (0.19) a, A	1.15 (0.27) a, B	0.85 (0.30) a, C

Mean values followed by different small letters in the column differ statistically among themselves for the Tukey's Test at the 5% level. Mean values followed by different capital letters in the line differ statistically for the photo-activation methods by the Tukey's Test at the 5% level () Standard Deviation.

Figure 1 - Apparatus for temperature changes measuring.



CAPÍTULO 3

ORIGINAL RESEARCH REPORT

Influence Of The Light Energy Densities On The Composite Degree Of Conversion And Temperature Change With Different Photo-Activation Methods.

Short title: Temperature change and degree of conversion with different energy densities application.

Keywords: composites, degree of conversion, photo-activation, temperature.

SCHNEIDER LFJ, SINHORETI MAC, OGLIARI F, CORRER AB, CORRER-SOBRINHO L, CONSANI S*

Luis Felipe Jochims Schneider, DDS¹
Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, DDS, MS, PhD¹
Fabício Ogliari, DDS²
Américo Bortolazzo Correr, DDS¹
Laurenço Correr Sobrinho, DDS, MS, PhD¹
Simonides Consani, DDS, PhD¹

1. *Dental Materials, Piracicaba Dental School, Campinas State University (UNICAMP) - Brazil*

2. *Dental Materials, Rio Grande do Sul Federal University (UFRGS) – Brazil*

***Corresponding author:**

Prof. Dr. Simonides Consani

Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Departamento de Odontologia Restauradora; Área Materiais Dentários
Av. Limeira 901, Caixa Postal 52; CEP - 13414-903, Piracicaba – SP - Brazil
Phone number: 55-19-34125345
e-mail: consani@fop.unicamp.br

INFLUENCE OF THE LIGHT ENERGY DENSITIES ON THE COMPOSITE DEGREE OF CONVERSION AND TEMPERATURE CHANGE WITH DIFFERENT PHOTO-ACTIVATION METHODS.

Summary

Objectives: The present investigation verified the temperature change (TC) and degree of conversion (DC) promoted by 3 photo-activation sources (QTH, PAC, and LED) using 3 methods: 1) with exposure time recommended as by the manufacturers, 2) increasing PAC and LED exposure in order to maintain a standardized energy density (ED) among the sources, and 3) increasing PAC and LED exposure in order to maintain a standardized ED at the 450-490nm wavelength range. Methods: A type-K thermocouple registered the TC during photo-activation. The specimens were submitted to Fourier Transformed Infrared Spectroscopy (FTIR). TC and FTIR results were submitted to ANOVA and Tukey's test (5%). Results: In method 1, QTH produced the highest temperature change (1.39°C). DC promoted by LED (46.20%) and QTH (46.78%) were not different ($p>0.05$). However, both were higher than PAC (42.57%). In method 2, the TC promoted by QTH (1.39°C) and LED (1.6°C) was higher than PAC (0.95°C) and the DC was similar ($p>0.05$) for all the sources. In method 3, TC promoted by QTH (1.39°C) and LED (1.32°C) was higher than PAC (0.68°C). The DC promoted by QTH (46.78%) was not statistically different from LED (49.32%) and PAC (44.83%). However, LED and PAC DC values were statistically different ($p<0.05$). Conclusion: Keeping a constant total energy density, all the sources produced DC

values that were statistically similar. However PAC source promoted lower temperature change.

INTRODUCTION

External heat applied to teeth can cause pulpal trauma since increases in intrapulpal temperature can result in irreversible damage to the pulp tissue ^{1,2}. This thermal trauma may be induced by cavity preparation or by the exothermic setting reaction of cavity linings and restorative materials ³.

Quartz tungsten halogen (QTH) light curing units produce light of all wavelengths that pass through filters (a band pass and an infrared filter). This band pass filter narrows the spectra to the blue wavelength and the infrared filter reduces the heat that may be transferred to the tooth ⁴.

Aiming clinical time reduction, high power units, such as plasma arc curing (PAC) curing units, were introduced in the market. According to Burgess & others ⁵, PAC sources produce significant heat as the current passes through the electrodes. For this reason, these units also require an infrared filter to reduce tooth heating.

Light-emitting diode (LED) curing sources are the newest technology used to dental resin composite photo-curing. The major advantage attributed to this curing method is that the light is emitted in a narrow band in the visible spectrum that coincides with camphorquinone (CQ) absorption, the commonly used photo-initiator in resin composites. This narrow emission band does not include the infrared (IR) spectrum, which reduces heat output ⁶.

Most studies that have compared temperature rises during photo-activation^{7,8,9} have used different energy densities and do not provide any information as to curing effectiveness. Based on these data, it is important to characterize the temperature change produced by different light curing sources with the same curing effectiveness, since a lower temperature change could be related to poor properties⁸.

It has been claimed that the photo-polymerization process of dental composites seems to be energy density dependent¹⁰. Energy density (J/cm^2) is the intensity (mW/cm^2) applied during a certain time (seconds). Thus, to verify the temperature change produced by different light curing methods with the same curing effectiveness, it is necessary to standardize the light energy density (intensity X time).

The majority of studies that standardize energy density use the total intensity value emitted by the sources. However, a consideration has to be done. In current dental resin composites CQ is typically used as a visible light-activated free radical photo-initiator¹¹. CQ presents an absorption peak at a wavelength of 468nm. Thus, the closer the wavelength of the curing unit is to this absorption peak, the greater its ability to activate camphorquinone. According to Nomoto¹², the most adequate wavelength range for exciting CQ is the 450-490nm wavelength range. Only the wavelengths around 470nm are strongly absorbed by this photo-initiator, and light outside this region is not so effective. Therefore, polymerization depends on the quality of light, i.e., the wavelength¹². Thus, to characterize the temperature change produced by different light curing methods with the same

curing effectiveness, it may be suggested that the light energy density should be standardized to a wavelength range of 450-490nm for all the sources

Therefore, the aim of this study was to investigate the temperature change and degree of conversion promoted by three light curing units in three situations:

1. Using the time of irradiation as indicated by the manufacturers of light source (QTH, PAC, and LED), and resin composite;
2. By modifying PAC and LED time of irradiation to equal the QTH energy density - with the energy density calculus based on the total intensity values emitted by the sources; and
3. By modifying the PAC and LED time of irradiation to equal the QTH energy density at the 450-490nm wavelength range.

The curing effectiveness was measured via the degree of conversion (DC) by the fact that this is an important parameter to determine the final physical, mechanical, and biological properties of the resin composite ¹³.

MATERIALS AND METHODS

The restorative resin composite Filtek Z250, shade A3 (3M/ESPE Dental Products, St Paul, MN 55144, USA), was used in this study.

Three light curing units were used: a QTH light-curing unit (XL 2500, 3M/ESPE, St Paul, MN 55144, USA), a plasma arc curing unit (Apollo 95E, DMD, Westlake Village, CA 91362, USA), and a light-emitting diode curing unit (Ultrablue Is, D.M.C. Equipamentos LTD. São Carlos, 13562030, São Paulo - SP, Brazil).

Analysis of the spectral distribution and power densities measurement

The powers (mW) of the three light sources were measured with a power meter (Ophir Optronics Inc., Danvers, MA 01923, USA). The diameters of the tips were measured with a digital caliper (Mitutoyo, Japan) to determine the tip areas and calculate the total intensity (mW/cm^2) by dividing the power by the area. With these data, standardization of the energy density was possible, based on the total intensity, using different exposure times of photo-activation.

The spectral distributions of the light sources were obtained using a spectrometer (USB 2000, Ocean Optics, Dunedin, FL, 34698, USA) - Figures 1, 2 and 3. The total intensity data and the spectral distributions of the sources were tabulated using the software Origin 6.1 (OriginLab Corp. Northampton, MA 01060, USA) to obtain, by integrate calculus, the specific light intensity at the 450-490nm wavelength range (Table 1). So, with these data, the energy density at the 450-490nm wavelength range was standardized by using different exposure times of photo-activation.

Table 2 shows the energy density values when the calculus used were based on the total intensity values or based on the intensity values at the 450-490nm wavelength range using the time of exposure indicated by the manufacturers. Since the QTH light curing units demonstrated the highest energy density values in both cases, this source was used as a parameter.

Seven photo-activation treatments were accomplished:

1. 20 seconds of irradiation by QTH (manufacturer's recommendations).
2. 3 seconds of irradiation by PAC (manufacturer's recommendations).

3. 20 seconds of irradiation by LED (manufacturer's recommendations).
4. 7.5 seconds of irradiation by PAC (irradiation time necessary to equal the PAC energy density with QTH energy density, 13.380 mJ/cm^2 , based on the total irradiance values).
5. 30 seconds of irradiation by LED (irradiation time necessary to equal the LED energy density with QTH energy density, 13.380 mJ/cm^2 , based on the total irradiance values).
6. 5 seconds of irradiation by PAC (irradiation time necessary to equal the PAC energy density with QTH energy density at the 450-490nm wavelength range - 7.140 mJ/cm^2).
7. 22 seconds of irradiation by LED (irradiation time necessary to equal the LED energy density with QTH energy density at the 450-490nm wavelength range - 7.140 mJ/cm^2).

Temperature test

The temperature change was recorded using a type-K thermocouple connected to a digital thermometer (Iopetherm 46, IOPE, São Paulo - SP, 02712-050, Brazil). The resin composite was applied in a circular elastomer mold (3 mm in inner diameter and 2 mm in height) with the thermocouple positioned in the center of the mold. Between the thermocouple and the composite, a 0.5 mm dentin disc was positioned to simulate the leftover dentin (Figure 4). The resin composite was then covered with a polyester strip and digitally pressed. Ten specimens were prepared for each group. For the photo-activation, the curing tips were positioned close to the elastomer mold/restorative composite.

All measurements were taken in a temperature controlled room, with a constant temperature of $23^{\circ}\text{C} \pm 0.5^{\circ}\text{C}$.

For the temperature measurements, the initial temperature was recorded following temperature stabilization, the composite was then light-cured and the temperature peak was registered. The initial temperature was deducted from the final.

The temperature change data were submitted to one-way ANOVA and the means were compared by Tukey's test (5% of significance level).

Degree of Conversion

Three of the ten samples were randomly selected for the DC test. The tests were conducted 24h after dry storage at room temperature in a dark container.

The DC was measured by Fourier Transformed Infrared Spectroscopy (FTIR) with a Shimadzu 8300 spectrometer (Shimadzu, Tokyo 101, Japan). The polymerized samples were triturated in a grail and agate pistil containing mineral oil (Nujol, Shering-Plough, 04825670, Rio de Janeiro, RJ, Brazil), forming an emulsion that was placed between two disks of NaCl. For each sample, a spectrum was collected in the range of 3000 cm^{-1} to 500 cm^{-1} , starting from 32 scans with resolution of 4cm^{-1} in absorbance way. A spectrum of the non-polymerized composite was also obtained and used as a reference for the calculation of the conversion degree. Considering the peak intensity of absorbency of the C=C aliphatic connections (1638 cm^{-1}) and considering as internal pattern the aromatic

connections C...C (1608 cm⁻¹), the degree of conversion was measured by calculations according to the following formula:

$$\text{Residual double connections (\%)} = \frac{\text{absorbance in } 1638 \text{ cm}^{-1} / \text{absorbance in } 1608 \text{ cm}^{-1} \text{ (POLIMERIZED)}}{\text{absorbance in } 1638 \text{ cm}^{-1} / \text{absorbance in } 1608 \text{ cm}^{-1} \text{ (NON-POLIMERIZED)}} \times 100$$

$$\text{Degree of conversion (\%)} = 100 - \text{Residual double connections (\%)}$$

The degree of conversion data were submitted to one-way ANOVA and the means were compared by Tukey's test (5% of significance level).

RESULTS

Table 3 shows the mean temperature rises (degrees Celsius) promoted by the photo-activation methods. Using the time of exposure recommended by the manufacturers, QTH (20s) produced statistically higher ($p < 0.05$) temperature change than the LED (20 s) and PAC (3s). Furthermore, the LED source produced statistically higher values than PAC ($p < 0.05$).

Using the time necessary to keep a constant total energy density (based on the QTH total energy density), QTH and LED (30s) temperature change values were not statistically different ($p > 0.05$). However, these curing units produced higher temperature changes than the PAC (7.5s). Using the time necessary to keep a constant energy density at the 450-490nm wavelength range (based on the QTH energy density at the 450-490nm wavelength range), similar differences were observed.

In a comparison between times of LED exposure, LED 30s produced statistically higher temperature changes ($p < 0.05$) than LED 22s and LED 20 s, which were not statistically different ($p > 0.05$). Among PAC times, PAC 7.5s

produced statistically higher temperature changes ($p < 0.05$) than PAC 5s and PAC 3s, which were not statistically different ($p > 0.05$).

Table 4 shows the median DC values that were produced by the photo-activation methods. Using the time of exposure recommended by the manufacturers, QTH (20 s) and LED (20 s) were not statistically different ($p > 0.05$). However, they produced statistically higher DC values ($p < 0.05$) than PAC (3 s).

Using the necessary time to keep a constant total energy density (20s, QTH; 30s, LED and 7.5s, PAC) the DCs promoted by the sources were not statistically different ($p > 0.05$). Using the time necessary to keep a constant energy density at the 450-490nm wavelength range, QTH (20s) not differ statistically from LED (22s) and PAC (5s). However, LED (22s) and PAC (5s) were statistically different ($p < 0.05$) – Table 4.

Comparing LED times of exposure, LED 20s, LED 22s and LED 30s produced DC values that were not statistically different ($p > 0.05$). Among PAC times of exposure, PAC 5s were not statistically different from PAC 7.5s, however, these times produced higher values of DC than 3s of PAC ($p < 0.05$).

DISCUSSION

It has been suggested that resin composite properties tend to improve as the DC attained during photo-polymerization is increased¹⁴. Thus, this variable was used to verify the efficiency of photo-activation methods. Composite specimens of 2mm thick were used to ensure uniform and maximum polymerization. The medium DC values recorded in the present study (Table 4)

agree with the literature. In general, the DC of dental resin composites ranges between 43-75% ¹⁵.

The purpose of this study was to evaluate the temperature change and the DC promoted by different photo-activation modes. Three photo-activation methods were employed in the present study; using the time of exposure recommended by the manufacturers, using the time of light irradiation necessary to keep a constant total energy density (based on the QTH total energy density) and using the time of light irradiation necessary to keep a constant energy density at the 450-490nm wavelength range (based on the QTH energy density at the 450-490nm wavelength range).

Using the time of exposure recommended by the manufacturers, QTH (20 s) produced a higher temperature change than LED (20 s), which produced a higher temperature change than PAC (3 s). This finding was probably due to the differences in the total energy densities emitted by the sources (Table 2). However, the DC promoted by QTH and LED were not statistically different. This is related to the fact that LED curing units emit a narrow light wavelength (455nm-486nm) that correlates with the spectral absorbency range of camphorquinone ¹⁶ and the closer the wavelength of the curing unit is to this absorption peak, the greater its ability to activate camphorquinone without excessive heating ^{6,17}.

With the time indicated by manufacturer, the PAC source produced the lowest temperature change, however it demonstrated the lowest DC values. Thus, the lower temperature change during photo-activation cannot be regarded as an

advantage, but should be attributed to the incomplete activation of the materials by the PAC unit, which results in lower DC values.

Maintaining a constant total energy density, QTH (20s), LED (30s) and PAC (7.5s) produced DC values that were statistically similar, i.e., all the sources had the same curing effectiveness. However, QTH and LED produced a higher temperature change than PAC. The similar DC is explained by the constant total energy density. Differently from the method that uses the time of exposure recommended by the manufacturers, the lower temperature change produced by the PAC (7.5s) is an advantage, since it promotes DC values that are statistically similar to those of the other units. These results could be attributed to the fact that the PAC emits a narrow wavelength with a high intensity and could be applied with a much shorter time of exposition than QTH and LED ¹⁸. Since the resin composite is a material with low thermal conductivity and low thermal diffusivity, the time of exposition is another factor that seems to be important in the temperature change. Thus, the PAC source utilizing 7.5 seconds of exposure seems to be the least harmful to intrapulpal tissues of teeth, when considering the temperature change generated.

Keeping a constant energy density at the 450-490nm wavelength range, the QTH and LED (22s) temperature change values were not statistically different ($p>0.05$). However, these curing units produced a higher temperature change than PAC (5s). The DC values promoted by QTH (20s) did not statistically differ from LED (22s) and PAC (5s) DC values. However, LED (22s) and PAC (5s) promoted DC values that were statistically different ($p<0.05$). Thus, this method does not

produce a constant curing efficiency for all the sources, possibly due to the fact that CQ may absorb radiation in the range of 400-550nm ¹¹. The most efficient wavelength range may be the 450-490nm wavelength range ¹²; however, regions around this wavelength range could have a decisive importance. Therefore, it may be suggested that future studies should use a higher wavelength range to standardize the energy density.

The PAC light curing unit produced statistically similar DC values to those of the QTH when the time of irradiance was increased from 3 seconds to 5 and 7.5 seconds. However, the temperature change values (Table 3) produced by the irradiance of 7.5 seconds (time used to obtain the same total energy density of the QTH source) were higher than the values promoted by irradiance of 5 seconds (time used to obtain the same energy density as that of the QTH source at the 450-490nm wavelength range), without increasing the DC. Thus, the PAC source application for 5 seconds seems to be a good method to achieve well DC without overheating.

A similar effect was partially observed with the LED unit. LED irradiance for 30 seconds (time used to obtain the same total energy density as the QTH source) produced higher temperature changes than LED irradiation for 20 seconds (time recommended by manufacturer) and LED irradiation for 22 seconds (time used to obtain the same energy density as the QTH source at the 450-490nm wavelength range). In contrast to the PAC unit, the time recommended by the manufacturer of LED was sufficient to promote a similar degree of conversion when compared with QTH. This is probably related to an adequate time of irradiation proposed by the

manufacturer to promote a sufficient energy density to activate the resin composite. Moreover, the increase in the LED exposure time from 20s to 22s and 30s does not produce any statistical increase in the DC. An advantage of this finding is that with 20 seconds of exposure, the LED promoted a similar DC to those of the QTH and LED, with increased times of exposure and a lower temperature change.

One factor that should be considered is that the main radiant output from a conventional halogen source is infrared energy, which could be absorbed by resin composites and results in an increased molecular vibration and heat generation^{4,19}. Thus, conventional halogen light curing units require heat-absorbing filters to reduce the passage of infrared energy from the source to the tooth⁴. Figure 1 shows that the QTH does not emit IR (wavelength above 700 nm), proving the efficiency of the IR filter.

According to Draughn²⁰, a rise in the temperature could enhance the degree of conversion, since increasing temperature augments the molecular mobility of the polymer chain and makes more residual unsaturated sites accessible. McCabe²¹ studied the effect of temperature on DC of resin composites and found that greater DC was achieved at 37°C compared to 23°C. Trujillo & others²² found that the composite heating before photo-activation increase the DC. Thus, it may be hypothesized that the light methods that produced higher temperature change could produce higher DC. However, this was not observed in the present study. For example, LED irradiation for 30 seconds produced higher temperature changes than LED irradiation for 20 and 22 seconds without

increasing the DC values ($p>0.05$) and, with PAC, irradiation for 7.5 seconds produced higher temperature change values than PAC irradiation for 5 s without increasing DC values. This probably occurs due to fact that the temperatures recorded in the present study were not high enough to increase the mobility of the polymer chain.

The results of this experiment should not be extrapolated. They don't represent the performance of a class of light units. Care should be taken because the spectral distribution and light intensity emitted by the light sources can vary among manufacturers and models and, in many cases, among sources of the same model²³.

CONCLUSIONS

1. For the LED source, the exposure time indicated by the manufacturers was sufficient to promote comparable QTH DC values, with a significantly lower temperature change than that induced by the QTH.
2. When total energy densities were standardized, all the sources produced statistically similar DC values.
3. When constant energy density was maintained in the 450-490nm wavelength range, the DC values promoted by the LED unit were statistically higher than the DC values promoted by the PAC unit.
4. The PAC source promoted a lower temperature change for all the methods employed.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank the Physics Institute of the São Paulo University (USP/ São Carlos Campus), particularly Prof. Dr. Cléber Renato Mendonça for collaboration with the use of the spectrometer.

REFERENCES

1. Lisanti VF, Zander HA. Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements to pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue. *Journal of Dental Research* 1952;**31**:548-58.
2. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology* 1965;**19**:515-30.
3. McCabe JF, Wilson HJ. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. *Journal of Oral Rehabilitation* 1980;**7**:235-43.
4. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 1999;**20**:S4-S15.
5. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing – an update. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 2002; **23**:889-906.

6. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental Materials* 2001;**17**:309-15.
7. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dental Materials* 1999;**15**:275-81.
8. Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of High-output light-curing units through dentin. *Operative Dentistry* 2001;**26**:516-20.
9. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composite cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003;**24**:1809-20.
10. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials* 2000;**16**:330-36.
11. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *Journal of Esthetic Dentistry* 2000;**12**:300-08.
12. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dental Materials* 1997;**16**:60-73.

13. Lovell LG, Lu H, Elliot JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dental Materials* 2001;**17**:504-11.
14. Ferracane JL, Condon JR. Post-cure heat-treatments for composites: properties and fractography. *Dental Materials* 1992;**8**:290-95.
15. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental Materials* 2001;**17**:178-83.
16. Parr GR, Rueggeberg FA. Spectral analysis of commercial LED dental curing lights. *Journal of Dental Research* 2002;**81**:Abstract #507 p 88.
17. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European Journal of Oral Sciences* 2002;**110**:471-79.
18. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dental Materials* 2003;**19**:517-22.
19. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dentistry in Japan* 1998;**34**:49-53.

20. Draughn RA. Effects of temperature on mechanical properties of composite dental restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research* 1981;**15**:489-95.
21. McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). *Dental Materials* 1985;**1**:231-234.
22. Trujillo M., Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dental Materials* 2004;**20**:766-77.
23. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials* 2005;**26**:2631-41.

Influence of the light energy densities on the dental resin composite degree of conversion and temperature change with different photo-activation methods.

TABLES:

Table 1: Total light intensity and Intensity at the 450-490nm wavelength range of each light curing unit.

Source	Total intensity (mW/cm ²)	Intensity at the 450-490nm wavelength range (mW/cm ²)	Peak of light emission (nm)
QTH	669	357	483
PAC	1818	1516	483
LED	453	325	457

Table 2: Energy density values when the calculations used were based on the total intensity values or when the calculus were based on the intensity values at the 450-490nm wavelength range.

Source	Irradiation time (seconds)*	Energy density (mJ/cm ²) based on the total intensity values.	Energy density (mJ/cm ²) based on the intensity values at the 450-490nm wavelength range
QTH	20	13,380	7,140
PAC	3	5,454	4,548
LED	20	9,060	6,500

* Time of exposure indicated by manufacturers.

Table 3: Mean temperature rise values (Celsius degree).

Photo-activation method	Temperature rise
LED 30 seconds	1.60 (0.27) a
QTH 20 seconds	1.39 (0.16) a b
LED 22 seconds	1.32 (0.20) b c
LED 20 seconds	1.08 (0.15) c d
PAC 7.5 seconds	0.95 (0.19) d
PAC 5 seconds	0.68 (0.14) e
PAC 3 seconds	0.56 (0.09) e

Mean values followed by different small letters in the column differ statistically among themselves for the Tukey's Test at the 5% level. () Standard Deviation.

Table 4: Degree of conversion promoted by the photo-activation methods.

Photo-activation method	DC %
LED 22 seconds	49.32 (1.20) a
LED 30 seconds	48.29 (1.32) a
QTH 20 seconds	46.78 (1.38) a b
LED 20 seconds	46.20 (1.78) a b
PAC 7.5 seconds	46.11 (0.61) a b
PAC 5 seconds	44.83 (0.32) b
PAC 3 seconds	42.57 (1.30) c

Mean values followed by different small letters in the column differ statistically among themselves for the Tukey's Test at the 5% level. () Standard Deviation.

FIGURES:

Figure 1: Spectral distribution of the light emitted by the XL2500 QTH source.

Figure 2: Spectral distribution of the light emitted by the Apollo 95E PAC source.

Figure 3: Spectral distribution of the light emitted by the Ultrablue Is LED source.

Figure 4: Apparatus for temperature changes measuring.

Figure 1

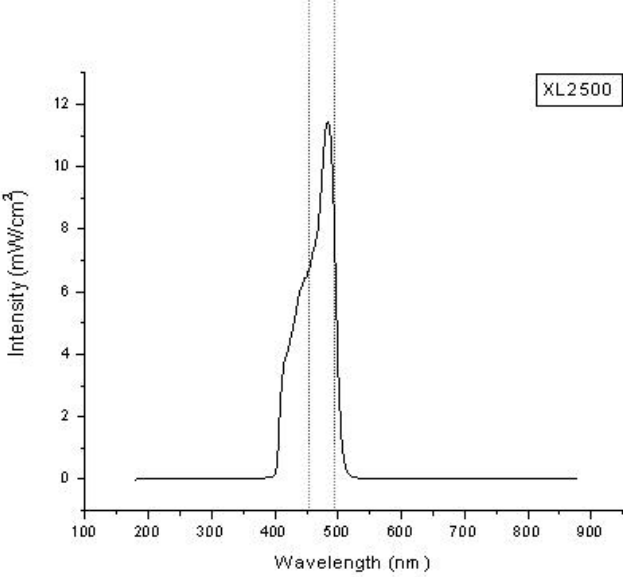


Figure 2

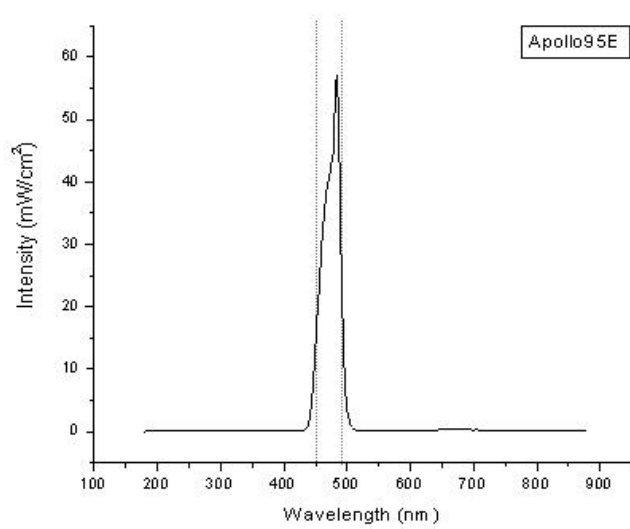


Figure 3

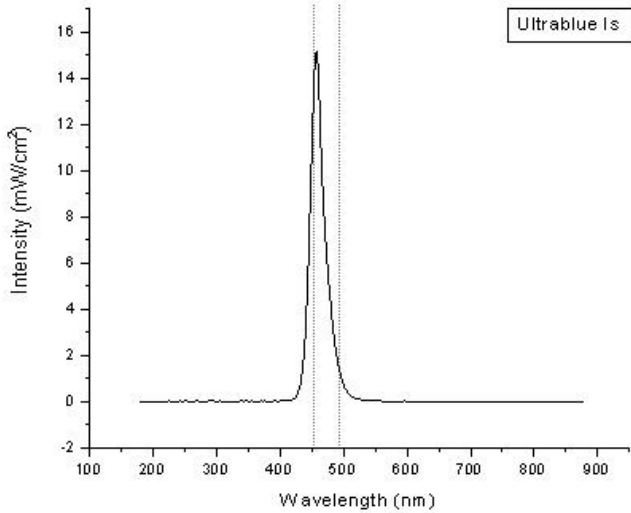
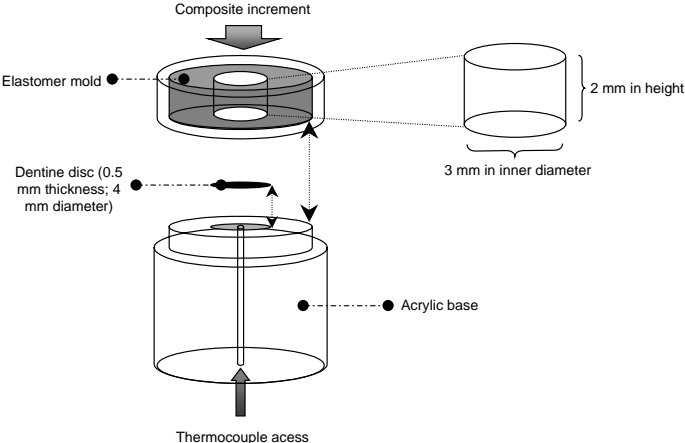


Figure 4



CONSIDERAÇÕES GERAIS

Considerando que um aumento da temperatura dentro da câmara pulpar pode resultar em lesões inflamatórias irreversíveis aos tecidos pulpares (LISANTI & ZANDER, 1952; ZACH & COHEN, 1965), vários estudos têm procurado verificar a influência de técnicas de fotoativação sobre a alteração térmica. Entretanto, estes estudos têm demonstrado divergências sobre a influência de fontes de luz e/ou de técnicas de fotoativação sobre o aumento de temperatura gerado na câmara pulpar. Estas divergências provavelmente estão relacionadas às diferentes metodologias empregadas, tendo em vista que uma metodologia específica para verificação da variação de temperatura intrapulpar ainda não foi estabelecida.

No presente trabalho, apresentado em três capítulos, foram utilizados discos de dentina bovina adaptados a matrizes, confeccionadas com silicone por condensação. Desta forma, os resultados obtidos não tiveram a influência da variação da espessura da dentina remanescente que, segundo GOODIS *et al.* (1989) e LONEY & PRICE (2001), se mostra um fator importante na determinação da variação da temperatura intrapulpar.

No Capítulo 1, foi possível verificar a influência dos fatores fonte de luz, composição/viscosidade do compósito e espessura do incremento fotoativado. No trabalho ficou evidente que, quanto maior a espessura do incremento utilizado, menor é a variação da temperatura. Além disto, a composição do material

empregado também mostrou influência sobre a temperatura gerada. No entanto, também ficou evidente que as fontes de luz exercem maior influência na variação do grau de temperatura do que a composição do compósito. Portanto, o calor gerado no processo de polimerização é de importância secundária no aquecimento do dente.

No Capítulo 2, além de verificar a influência dos fatores fontes de luz e composição/viscosidade do material empregado sobre a variação de temperatura, verificou-se também a dureza Knoop dos compósitos fotativados. Segundo FERRACANE, 1985; DEWALD & FERRACANE, 1987; RUEGGERBERG & CRAIG, 1988, o teste de dureza Knoop é um método indireto para verificar o grau de conversão. O grau de conversão é um parâmetro importante para estabelecer a efetividade da fotoativação promovida pelas diferentes fontes de luz, pois determina as propriedades físicas, mecânicas e biológicas finais do compósito (LOVELL *et al.*, 2001).

Os resultados da variação de temperatura obtidos no trabalho referente ao Capítulo 2 são similares aos do Capítulo 1, no que diz respeito à variação de temperatura promovida pelas fontes de luz, onde a fonte de luz halógena promoveu a maior variação de temperatura. Além disto, a fonte de luz emitida pelo Arco de Plasma de Xenônio promoveu os menores valores de variação de temperatura em ambos trabalhos. Entretanto, no Capítulo 2 ficou evidente, por meio do ensaio de dureza Knoop, que a propensa vantagem da fonte de luz emitida pelo Arco de Plasma de Xenônio em promover menor variação de temperatura estaria associada à menor efetividade de polimerização, devido à

menor densidade de energia empregada. Já, a fonte LED promoveu valores de dureza Knoop estatisticamente semelhantes aos promovidos pela fonte de luz emitida pela lâmpada halógena. Entretanto, esta fonte promoveu variações de temperatura estatisticamente inferiores aos promovidos pela fonte halógena. Este resultado ocorreu devido ao estreito espectro de luz emitido pela fonte LED, que coincide com o pico de absorção da canforoquinona (PARR & RUEGGEBERG, 2002).

Como no Capítulo 2 verificou-se que a diferença de temperatura gerada pelas fontes de luz pode estar associada à diferença no potencial de ativação, o trabalho do Capítulo 3 teve como objetivo verificar a variação de temperatura promovida pelas fontes de luz, quando estas apresentassem efetividade padronizada. Desta forma, procurou-se padronizar a densidade de energia emitida pelas fontes de luz, considerando que diversos trabalhos mostram uma relação direta entre a densidade de energia emitida pela fonte de luz e o grau de conversão apresentado pelos compósitos. No trabalho referente ao Capítulo 3 também verificou-se a possibilidade de se padronizar a efetividade de polimerização, com base na densidade de energia emitida pelas fontes de luz na faixa de 450-490nm do espectro eletromagnético. Além disto, este parâmetro poderia fazer com que os tempos de fotoativação do LED e do Arco de Plasma de Xenônio, necessários para igualar a efetividade de polimerização, fossem inferiores aos necessários para igualar a densidade total.

Os resultados mostrados no Capítulo 3 para a variação de temperatura estão em concordância com os apresentados nos Capítulos 1 e 2, quando foi

utilizado o tempo recomendado pelo fabricante, onde o Arco de Plasma de Xenônio mostrou os menores valores de variação de temperatura. Além disto, os resultados obtidos na análise de espectroscopia concordam com os achados de dureza Knoop apresentados no Capítulo 2, onde a eficiência de fotoativação promovida pelo Arco de Plasma de Xenônio foi inferior. No entanto, no Capítulo 3 verificou-se que quando todos aparelhos de fotoativação tiveram a eficiência de fotoativação padronizada, a fonte de luz emitida por Arco de Plasma de Xenônio promoveu os menores valores de variação de temperatura o que, desta forma, se apresenta como vantagem.

Os resultados apresentados na presente dissertação devem ser levados em consideração, quando mostram que diferentes variações térmicas podem ser promovidas por diferentes fontes de luz. Além disto, os Capítulos 2 e 3 mostram que a variação térmica e a efetividade de polimerização podem variar em função da intensidade de luz emitida, do tempo de exposição e do espectro da luz emitida pela fonte.

REFERÊNCIAS *

Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent*. 2000; 13(Spec No): 77D-81D.

Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.

Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing – an update. *Compend Contin Educ Dent*. 2002; 23(10): 889-92.

Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*. 2002; 27(6): 636-38.

DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res*. 1987; 66(3): 727-30.

Ferracane J. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*. 1985; 1(1): 11-14.

Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *J Adhes Dent*. 2002; 4(1): 41-7.

Goodis HE, White JM, Andrews J, Watanabe LG. Measurements of temperature generated by visible-light-cure lamps in an *in vitro* model. *Dent Mater*. 1989;5(4):230-4.

Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent Mater.** 2001; 17(4): 309-15.

Lisanti VF, Zander HA. Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements to pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue. **J Dent Res.** 1952; 31(4): 548-58.

Loney RW, Price RB. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. **Oper Dent.** 2001; 26(5): 516-20.

Lovell LG, Lu H, Elliot JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. **Dent Mater.** 2001; 17(6):504-11.

McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). **Dent Mater.** 1985; 1(6): 231-4.

Parr GR, Rueggeberg FA. Spectral analysis of commercial LED dental curing lights [abstract 507]. **J Dent Res.** 2002; 81: 88.

Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units **Dent Mater.** 2000; 16(5): 330-6.

Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation *in vitro*. **Am J Dent.** 2001; 14(3): 145-7.

Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. **J Oral Rehabil.** 1998; 25(12): 908-13.

Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of Parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. **J Dent Res**. 1988; 67(6): 932-7.

Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. **Compend Contin Educ Dent**. 1999; 20: S4-S15.

Ruyter IE, Øysæd H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. **Acta Odontol Scand**. 1982; 40(3): 179-92.

Stahl F, Ashworth SII, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomater**. 2000; 21(13): 1379-85.

Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. **J Esthet Dent**. 2000; 12(6): 300-8.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1965; 19: 515-30.

* De acordo com a norma utilizada na FOP/UNICAMP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

* Referências pertinentes à Introdução Geral do trabalho e as Considerações Gerais.

APÊNDICES

EDITORA

Curitiba, 04 de maio de 2004.

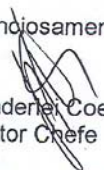
AOS
Dr. LUIS FELIPE JOCHIMS SCHNEIDER
Dr. SIMONIDES CONSANI
Dr. MÁRIO A. COELHO SINHORETI
Dr. LOURENÇO CORRER SOBRINHO

Prezados Drs.,

Tenho a grata satisfação de participar-lhes que o artigo "AUMENTO DE TEMPERATURA DURANTE A FOTOATIVAÇÃO UTILIZANDO TRÊS FONTES DE LUZ E DOIS COMPÓSITOS RESTAURADORES EM INCREMENTOS DE DOIS E TRÊS MILÍMETROS" encaminhado ao Corpo Científico, recebeu parecer favorável para publicação, na revista **JBC – JORNAL BRASILEIRO DE CLÍNICA ODONTOLÓGICA INTEGRADA**, em espaço e data a serem definidos, conforme critérios editoriais.

Agradeço a deferência que nos concedeu em encaminhar o trabalho, ressaltando que nos sentiremos honrados em receber outros, para futuras publicações.

Atenciosamente,


Vanderlei Coelho
Editor Chefe

P.S.: Favor comunicar demais autores o recebimento desta carta.

APÊNDICES

Editor

Michael A Cochran
Associate Editors
Bruce A Matis
Edward J DeSchepper
Richard B McCoy
Editorial Associate
Karen E Wilczewski



OPERATIVE DENTISTRY

Ph (317) 278-4800 FAX (317) 278-4900
Email: editor@jopdent.org



Managing Editor
Timothy J Carlson
Assistant
Managing Editors
Joel M Wagoner
Ronald K Harris
Subscription Manager
Joan Matis

INDIANA UNIVERSITY SCHOOL OF DENTISTRY • ROOM S411 • 1121 WEST MICHIGAN STREET • INDIANAPOLIS • INDIANA 46202-5186 • USA

May 17, 2004

Prof Dr Simonides Consani
Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Departamento de Odontologia Restauradora
Area de Materiais Dentarios
Av. Limeira 901, Caixa Postal 52
CEP 13414-903, Piracicaba – SP
BRAZIL

Dear Dr Consani

I have received the review for your article "Temperature Change and Hardness with Different Resin Composites and Photo-Activation Methods". On the basis of this review I am pleased to inform you that your paper is conditionally accepted for publication in *Operative Dentistry*. Full acceptance is predicated upon receiving the enclosed disclosure forms and making the recommended changes suggested.

Please sign one of the enclosed disclosure forms, keeping the second one for yourself, and return the original to us along with the corrected manuscript. We will begin our initial editing of the paper within about four weeks after the manuscript is returned with the areas of concern adequately addressed. You should expect to receive our first edit of your paper within three to four months after that.

Thank you for considering *Operative Dentistry* for publication of this excellent manuscript.

Sincerely yours,

Michael A. Cochran, DDS, MSD
Editor

Enclosures: Disclosure forms
Reviewer comments

EDITORIAL BOARD: Kinley K Adams • Maxwell H Anderson • Steven R Armstrong • Tar-Chee Aw • Wayne W Barkmeier • Douglas M Barnes • Mark W Beatty • K Birgitta Brown • Lawrence W Blank • Murray R Bouschlicher • William W Brackett • William Browning • John O Burgess • Fred J Certosimo • Daniel CN Chan • David G Charlton • Gordon J Christensen • N Blaine Cook • David Covey • Gerald E Denehy • Joseph B Dennison • E Steven Duke • Frederick C Eichmiller • Sigfus T Eliasson • Omar M El-Mowafy • John W Farah • Dennis J Fasbinder • Mark Fitzgerald • Kevin B Frazier • Toh Chool Gait • James C Gold • Valeria V Gordan • William A Gregory • Charles B Hermes • Harald O Heymann • Van B Haywood • Richard J Hoard • Ronald C House • Gordon K Jones • Barry Katz • Robert C Keene • Edwina A M Kidd • George T Knight • Kelly R Kofford • Harold R Laswell • Mark A Latta • Xavier Lepe • Walter Loesche • Melvin R Lund • Dorothy McComb • Jonathan C Meiers • Georg Meyer • Ivar A Mjör • Michael P Molvar • B Keith Moore • Graham J Mount • David F Murchison • Jennifer Neo • John W Osborne • Michael W Parker • Craig J Passon • Tilly Peters • Frank E Pink • T R Pitt Ford • Jeffrey A Platt • Virginia L Powell • James C Ragain, Jr • John W Reinhardt • Philip J Rinaudo • Frank J Robertello • Henry A St Germain, Jr • David C Sarrett • Gregory E Smith • W Dan Sneed • Ivan Stangel • James M Strother • James B Summitt • Edward J Swift, Jr • Peter T Triolo, Jr • Karen Trepndie • Richard D Tucker • Martin J Tyas • Marcos Vargas • Joel M Wagoner • Charles W Wakefield • Steve W Wallace • Nairn H F Wilson • Peter Yaman • Adrian U J Yap

APÊNDICES

Journal of Dentistry [Contact us](#)  [Help](#) 

[home](#) | [main menu](#) | [submit paper](#) | [guide for authors](#) | [register](#) | [change details](#) | [log out](#)

Submissions Being Processed for Author Luis Felipe Jochims Schneider, DDS

Action	Manuscript Number	Title	Initial Date Submitted	Status Date	Current Status
View Submission	JJOD-D-04-00224	INFLUENCE OF THE LIGHT ENERGY DENSITIES ON THE COMPOSITE DEGREE OF CONVERSION AND TEMPERATURE CHANGE WITH DIFFERENT PHOTO-ACTIVATION METHODS.	03 Dec 2004	01 Feb 2005	Submitted to Journal

[Back to Main Menu](#)