
APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES: elevação de temperatura produzida por meio da dentina e durante a polimerização da resina composta

Light-curing units: temperature rise induced through dentin and during polymerization of dental composites

Eloisa de Paula Godoy¹, Stella Kossatz Pereira², Benjamim Melo de Carvalho³,
Gislaine Cristine Martins⁴, Ana Paula Gebert de Oliveira Franco⁵

¹ CD, M. Sc. graduate student, University of Ponta Grossa, PR - Brasil, e-mail: eloisadepaula@gmail.com

² CD, Ph.D., Professor, University of Ponta Grossa, PR - Brasil.

³ Eng, Ph.D., Engineering and Material Science, Ponta Grossa, PR - Brasil.

⁴ CD, M. Sc. graduate student, University of Ponta Grossa, PR - Brasil.

⁵ CD, M. Sc. graduate student, University of Ponta Grossa, PR - Brasil.

Resumo

OBJETIVO: Avaliar a elevação de temperatura de um fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) e três LEDs: LEDemetron I (Kerr), Bluephase (Ivoclar Vivadent) e Elipar Freelight (3M ESPE). **METODOLOGIA:** Posicionando-se um termopar tipo-K sob um disco de dentina de 0,5 mm de espessura, verificou-se a elevação de temperatura produzida pelos aparelhos durante a fotopolimerização do sistema adesivo Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE) e de um incremento de 2 mm de espessura da resina composta Filtek™ Z350 (3M ESPE), fotopolimerizados por 20 e 40 segundos, respectivamente. **RESULTADOS E CONCLUSÕES:** A ANOVA e pós-teste de Bonferroni (5% de significância) mostrou que o LED Bluephase produziu os maiores valores de elevação de temperatura durante a polimerização do sistema adesivo (17,6°C), sendo estatisticamente similar ao Optilux 401 (16°C). O menor valor foi registrado para o Elipar Freelight com 7,2°C no sistema adesivo e 3,1°C na resina composta. A maior elevação de temperatura foi durante a fotopolimerização da resina composta (6,2°C) com o Optilux 401. A elevação de temperatura registrada no sistema adesivo foi estatisticamente maior que a da resina composta ($p < 0,001$). O Elipar Freelight registrou o menor valor de elevação de temperatura quando comparado aos demais aparelhos.

Palavras-chave: Adesivos dentinários; Resinas compostas; Aparelhos fotopolimerizadores.

Abstract

OBJECTIVES: The objectives of this work was to study the temperature increase induced by a light-cured unit halogen Optilux 401 (Demetron) and three LED light-curing units: LED Demetron I, Bluephase and Elipar Freelight. **METHOD:** The temperature increase was recorded with a type-K thermopar, positioned under a 0.5 mm thick dentin disk during polymerization of the adhesive system AdperTMScotchbond Multipurpose and in increments of 2 mm thickness of composite resin FiltekTMZ350, polymerized for 20 and 40 sec respectively. The data were submitted to ANOVA 1 way and Bonferroni post-test (5% significance). **RESULTS and CONCLUSION:** The LED light-curing Bluephase produced higher temperature increase during the polymerization of the adhesive system (17,6°C) being statistically same to the light-curing unit halogen Optilux 401 (16°C). The less temperature increase was recorded during polymerization adhesive system (7,2°C) for Elipar Freelight and 3,1°C in the composite resin. The higher temperature increase recorded during the polymerization of the composite resin reached 6,2°C for Optilux 401. The temperature increase recorded in the adhesive system was statistically higher than recorded during the polymerization of the composite resin ($p < 0,001$). The Elipar Freelight with less irradiance recorded the less temperature increase, where compared with other light-curing units selected.

Keywords: Dentin-bonding agents; Composite resins; Photo curing machines.

INTRODUÇÃO

Em estudo clássico (1), realizado em macacos da espécie *rhesus*, afirmou-se que procedimentos restauradores que elevaram a temperatura dental acima de 5,5°C desenvolveram um quadro inflamatório irreversível no órgão pulpar, induzindo a necrose de 15% dos dentes avaliados.

O trauma térmico pode ser induzido durante a polimerização da resina composta pela reação exotérmica do material (2, 3) e por aparelhos fotopolimerizadores (4, 5), devido à alta intensidade da luz emitida por esses aparelhos por meio do esmalte e da dentina (2), o tempo de irradiação do material restaurador (2, 6), a distância da ponta ativa dos aparelhos até a resina composta e a polpa dental (7) e o modelo do fotopolimerizador utilizado (8).

Os aparelhos fotopolimerizadores mais comuns (9) utilizam uma lâmpada halógena constituída por um filamento de tungstênio, o qual é envolto por um bulbo de quartzo e por um gás inerte (10). Essa lâmpada emite luz de amplo espectro, por meio da incandescência deste filamento (9), alcançando a irradiação infravermelha que produz calor (9, 11). O calor produzido pode aumentar a temperatura intrapulpar e, além disso, é desnecessário ao processo de polimerização da resina composta.

Por isso, esses aparelhos utilizam filtros para que apenas a luz com comprimento de onda de 400 a 500 nm seja transmitida (9, 11, 12) para a ativação da canforquinona que é o fotoiniciador comumente encontrado nas resinas compostas (2, 13) e para reduzir o aquecimento (14) transferido do aparelho fotopolimerizador para o dente, evitando possíveis injúrias ao órgão pulpar (15).

Os aparelhos à base de LEDs (diodos emissores de luz), ao contrário das lâmpadas halógenas, convertem a energia elétrica em luz por semicondutores sólidos, produzindo aquecimento mínimo (12, 16). Esses aparelhos apresentam muitas vantagens, dentre elas: não emitem radiação infravermelha para resina composta e para o dente (9), pouco calor é produzido (12), reduzindo a possibilidade de degradação dos componentes internos ao longo do tempo e não necessitam de filtros devido ao estreito espectro de comprimento de onda emitido, que coincide com a região de absorção da canforquinona (17).

Segundo Kurachi et al. (12), os primeiros aparelhos à base de LEDs apresentavam a desvantagem de emitirem intensidades de luz muito baixas, variando entre 80 e 300 mW/cm² (18), resultando em menor eficiência de fotopolimerização (19, 20).

Pereira et al. (20) definiram que a intensidade de luz dos aparelhos fotopolime-

rizadores deveria alcançar um valor mínimo de 400 mW/cm², o suficiente para polimerizar incrementos de 2 mm de espessura de resina composta durante 40 segundos, evitando, dessa forma, o aquecimento excessivo do dente (12, 21), do material restaurador e fornecendo à resina composta propriedades mecânicas ideais (22). Para substituir os aparelhos à base de LEDs de 1ª geração e permitir a efetiva polimerização das restaurações de resinas compostas, houve aumento da intensidade de luz desses aparelhos. Hoje, os aparelhos à base de LEDs de 2ª e 3ª gerações alcançam valores de intensidade de luz acima de 1000 mW/cm² (23).

O aumento da intensidade de luz resulta em maior grau de conversão, maior profundidade de polimerização (12, 20) e maior microdureza superficial da resina composta. Por outro lado, apresenta desvantagens, como: maior contração de polimerização da resina composta e maior elevação da temperatura pela luz emitida (24) tanto no material restaurador como na polpa dental (4). É desconhecida a magnitude do efeito da alta intensidade de luz emitida sobre a polpa dental (25), principalmente quando esses aparelhos são utilizados para polimerizar pequenas espessuras de material restaurador, como sistemas adesivos e quando são utilizados para a polimerização de materiais restauradores em cavidades profundas onde existe uma fina espessura de dentina remanescente com aumento da área de superfície tubular (23).

O primeiro objetivo desta pesquisa foi comparar a elevação de temperatura produzida por um aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena e 3 aparelhos à base de LEDs, observando ainda o efeito de um incremento de resina composta nessa variação de calor. O segundo objetivo foi testar a hipótese que um aparelho fotopolimerizador com alta intensidade de luz resultaria significativamente em maior elevação de temperatura que um aparelho com baixa intensidade de luz.

MATERIAL E MÉTODO

Especificação dos aparelhos fotopolimerizadores

Para a realização do experimento, foram utilizados um aparelho fotopolimerizador de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron) e três aparelhos à base de LEDs, LEDemetron I (Kerr), Bluephase (Ivoclar Vivadent) e Elipar Freelight (3M ESPE) (Tabela 1).

A potência dos aparelhos fotopolimerizadores foi determinada com um Power Meter Ophir (Ophiroptics). A intensidade de luz de cada aparelho foi obtida pela razão entre a potência e a área da ponta ativa (Tabela 1) de cada aparelho fotopolimerizador (26). A intensidade de luz foi determinada porque essa propriedade pode interferir significativamente na elevação de temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores (3, 26, 27).

TABELA 1 - Especificações dos aparelhos fotopolimerizadores

Aparelhos/ Fabricante	Optilux 401/ Demetron	LEDemetron I/ Kerr	Bluephase HPO/ Ivoclar Vivadent	Elipar Freelight/ 3M ESPE
Sistema de Luz	Lâmpada Halógena	LED	LED	LED
Potência	550	494	535	137
Diâmetro da Ponta Ativa (mm)	10,46	10,96	7,92	8,24
Área da Ponta Ativa (cm²)	1,03	0,94	0,49	0,53
Intensidade de Luz (mW/cm²)	533	523	1084	257
Intervalo de Comprimento de Onda (nm)	400-515	424-503	430-490	427-492
Pico de Comprimento de Onda (nm)	494	452	452	450

Especificações dos materiais restauradores

Os materiais selecionados para esta pesquisa foram: o adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE) e a resina

composta de nanopartículas Filtek™ Z350 (3M ESPE), cor A2, contendo canforoquinona como fotoiniciador, segundo informações do fabricante. Detalhes da resina composta podem ser observados no Quadro 1.

QUADRO 1 - Material restaurador utilizado nesta pesquisa

Resina Composta/ Fabricante	Lote	Matriz Orgânica	Cor	Tamanho das partículas de carga	Tempo de polimerização recomendado pelo fabricante	Partículas de carga
Filtek™ Z350/ (3M ESPE)	(3M ESPE)/ 6FT	BisGMA BisEMA UDMA TEGDMA	A2	Sílica 20 nm Zircônia/ Sílica 0,6 a 1,4 µm	20 segundos	59,5% em volume 78,5% em peso

Discos de dentina

Foram obtidos 40 discos de dentina humana com 0,5 mm de espessura, a partir de 20 dentes terceiros molares extraídos com indicação ortodôntica e doados pelos próprios pacientes mediante um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), o qual foi submetido ao COEP (Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Estadual Ponta de Grossa), que aprovou o protocolo de pesquisa 06026/06 por meio do parecer número 03/2007.

Análise da elevação de temperatura

A elevação de temperatura produzida pelos 4 aparelhos fotopolimerizadores foi registrada com o auxílio de um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital OMEGAETTE (HH 306 Data Logger) (11, 21, 25, 26) com precisão de 0,1°C.

Confeccionou-se uma base de polímero com um orifício central que serviu como guia para o termopar tipo-K (3, 8, 14).

A base de polímero também serviu como suporte dos discos de dentina e como suporte para uma matriz cilíndrica de poliamida (náilon) que apresentava uma perfuração central (4 mm de diâmetro e 2 mm de altura) (24, 25, 26).

A matriz de poliamida (náilon) foi posicionada sobre o disco de dentina, onde foi inserido um incremento de 2 mm da resina composta selecionada.

Os discos de dentina tiveram o propósito de simular o remanescente dentinário de uma cavidade profunda e próxima à polpa dental. A temperatura ambiente inicial foi estabilizada em 21°C ± 1°C antes do início dos registros de elevação de temperatura, obtendo-se, dessa forma, uma padronização da temperatura em todo o experimento.

Foram realizados 3 registros de elevação de temperatura com auxílio do termopar tipo-K. Um registro foi obtido durante a polimerização do sistema adesivo aplicado no disco de dentina e outros dois foram registrados durante a polimerização do incremento da resina composta, como descrito abaixo.

Os discos de dentina utilizados no experimento foram previamente submetidos à profilaxia com pedra-pomes e água com escova Robson em baixa rotação. Em seguida, procedeu-se o condicionamento com ácido fosfórico 37% Etchant Scotchbond (3M ESPE) por 15 segundos. Os discos foram lavados durante 30 segundos, secos com bolinha de algodão autoclavada, seguido da aplicação de uma camada de primer Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE) e uma camada de sistema adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE) aplicados com microaplicadores descartáveis (Microbrush).

Cada disco de dentina foi apoiado sobre a base de polímero em contato direto com o termopar tipo-K e realizada a primeira fotoativação durante 20 segundos e ao final da

fotoativação foi registrado o maior valor (pico) obtido pelo termômetro digital, conforme ilustração na Figura 1.

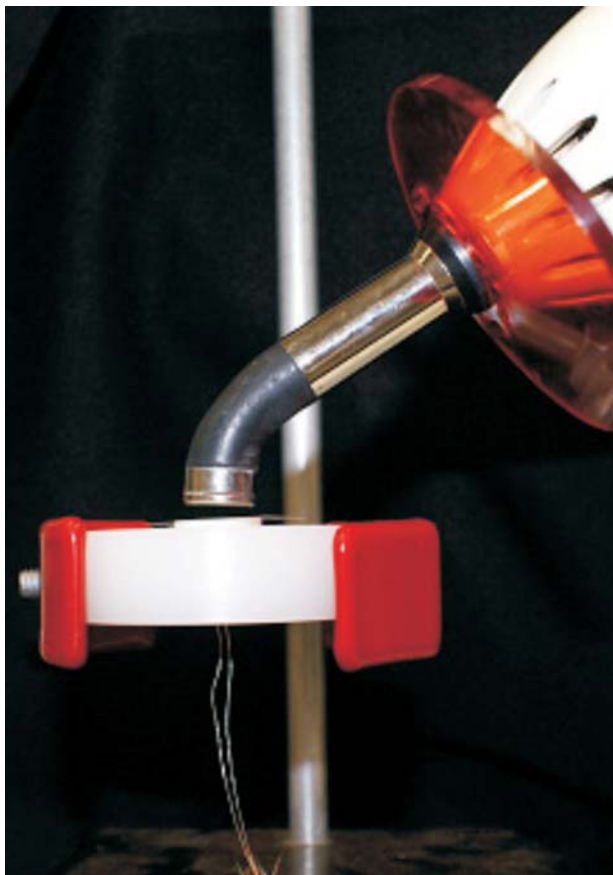


FIGURA 1 - Suporte universal onde foi posicionada a base de polímero. Essa base de polímero serviu de guia para um termopar tipo-K e apoio para os discos de dentina preparados com sistema adesivo e para uma matriz de náilon. Na matriz de náilon foi inserido um incremento de 2 mm de resina composta. A distância da ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi padronizada em 2 mm

Após a realização do registro da elevação de temperatura do aparelho fotopolimerizador na dentina preparada com sistema adesivo, a matriz de náilon foi apoiada sobre o disco de dentina. A resina composta selecionada foi inserida na matriz em incremento único de 2 mm com uma espátula Thompson nº 6 (Prisma) e posicionada uma tira de poliéster sobre o incremento.

As amostras de resina composta foram fotoativadas durante 40 segundos e ao final da

fotoativação foi registrado o maior valor (pico) obtido pelo termômetro digital. O maior valor obtido durante a polimerização da resina composta foi registrado (x) e subtraiu-se este valor, do valor da temperatura inicial que foi estabilizada em $21^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, obtendo-se assim a elevação da temperatura ocorrida durante a polimerização da resina composta (Y).

Após 1 minuto da polimerização da resina composta, foi realizado o segundo registro da elevação da temperatura. A resina composta foi novamente irradiada por um período de 40 segundos e registrou-se novamente o maior valor (pico) de elevação de temperatura. Esse segundo registro teve a finalidade de obter o valor da reação exotérmica das resinas compostas separadamente do valor de elevação da temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores (3, 24, 26). Esses registros foram repetidos cinco vezes para os quatro aparelhos avaliados.

Análise estatística

Os resultados de elevação da temperatura foram obtidos pela média dos valores registrados. Esses valores foram submetidos à análise de variância ANOVA 1 critério aplicado para os fatores aparelho fotopolimerizador e sistema adesivo; aparelho fotopolimerizador e resina composta. Para a comparação entre as médias, foi utilizado o pós-teste de Bonferroni, com 5% de significância. O teste de Shapiro Wilk foi realizado para determinar a normalidade dos grupos de elevação de temperatura no sistema adesivo e na resina composta. A estatística foi realizada com o programa GraphPad Prism versão 4.00 para Windows, GraphPad Software, San Diego California USA, www.graphpad.com.

RESULTADOS

Elevação de temperatura registrada no disco de dentina preparado com sistema adesivo

A análise descritiva dos dados obtidos com o termopar tipo-K (Figura 1) durante a pesquisa de elevação de temperatura dos aparelhos fotopolimerizadores estão demonstrados na

Figura 2. O teste ANOVA 1 critério demonstrou que o fator aparelho fotopolimerizador ($p < 0,0001$) teve influência estatisticamente significativa na elevação de temperatura. Devido à alta intensidade de luz (Tabela 1), o aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent) registrou estatisticamente os maiores valores de elevação de temperatura, quando comparado com os outros aparelhos à base de LEDs, não sendo diferente estatisticamente do aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron).

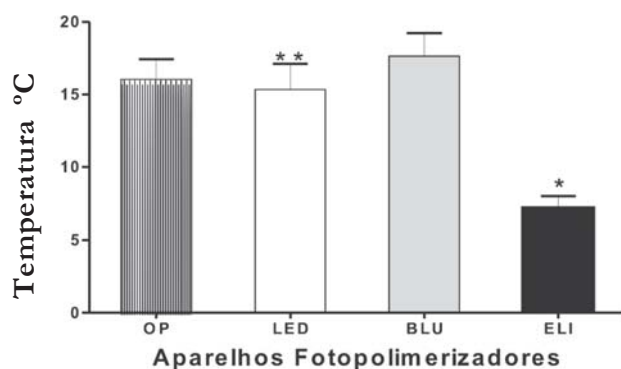


FIGURA 2 - Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização do sistema adesivo Adper™Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p < 0,0001$). (*) $p < 0,001$ “versus” todos; (**) $p < 0,01$ “versus” BLU

Elevação de temperatura registrada durante a polimerização da resina composta

A análise descritiva dos dados obtidos com o termopar tipo-K (Figura 1) durante a pesquisa de elevação de temperatura dos aparelhos fotopolimerizadores estão demonstrados na Figura 3. O teste ANOVA 1 critério demonstrou que o fator aparelho fotopolimerizador

($p < 0,0031$) teve influência estatisticamente significativa na elevação de temperatura. Devido à baixa intensidade de luz (Tabela 1), o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) registrou estatisticamente o menor valor de elevação de temperatura, quando comparado aos demais aparelhos testados.

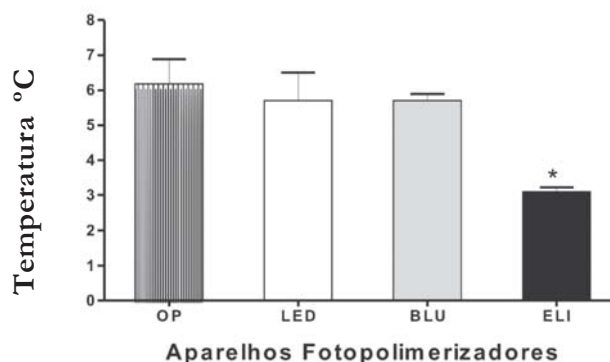


FIGURA 3 - Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização da resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (Blue-Phase); ELI (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores ($p < 0,0001$). (*) $p < 0,001$ “versus” todos

Elevação de temperatura registrada durante a polimerização do sistema adesivo e da resina composta

Os valores obtidos durante o experimento de elevação de temperatura durante a polimerização do sistema adesivo e da resina composta foram submetidos ao teste-*t* student. Pode-se verificar que independente do aparelho utilizado, a fotopolimerização de um incremento de resina composta contribui para a redução estatisticamente significativa ($p < 0,0001$) da elevação de temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores, como observado na Figura 4.

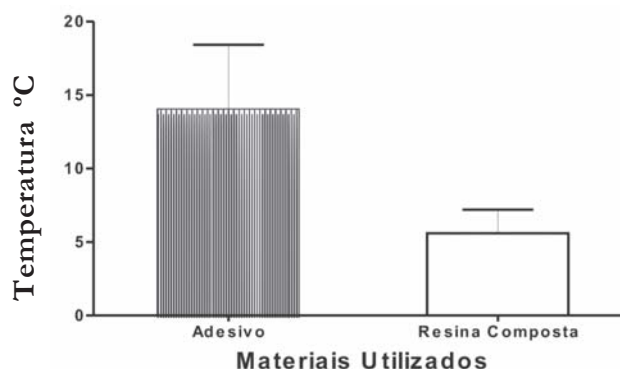


FIGURA 4 - Média e desvio-padrão da elevação da temperatura durante a polimerização do sistema adesivo Adper[®]Scotchbond[®] Multi-Purpose (3MESPE) utilizando os aparelhos fotopolimerizadores: OP (Optilux 401); LED (LEDemetron I); BLU (BluePhase); ELI (Elipar Freelight). Diferenças significativas entre os registros de elevação de temperatura no sistema adesivo e na resina composta ($p < 0,0001$)

Reação exotérmica da resina composta

Os valores da reação exotérmica da resina composta foram obtidos pela subtração do 1º e 2º registros na resina composta. Esses valores foram submetidos ao teste-*t* student, e após a aplicação do teste não se verificou diferença estatística entre o 1º e 2º registros de elevação de temperatura ($p = 0,4950$), isto é, a reação exotérmica da resina composta não foi fator determinante da elevação de temperatura registrada. Esses registros estão expressos na Figura 5.

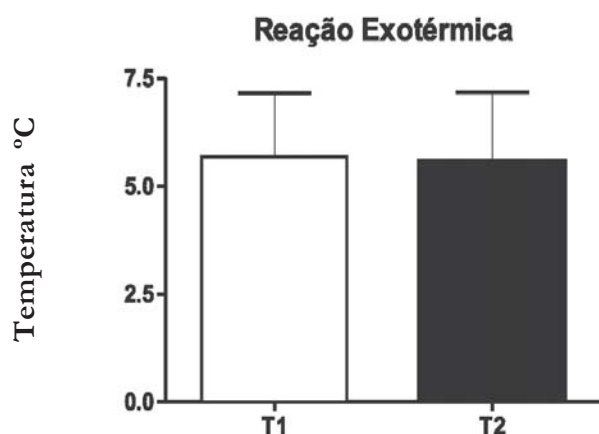


FIGURA 5 - Média e desvio-padrão da reação exotérmica durante a polimerização da resina composta Filtek[™]Z350 (3M ESPE). Diferenças não significativas entre o primeiro registro de temperatura e o segundo registro de temperatura ($p = 0,4950$)

DISCUSSÃO

O aumento da intensidade de luz resulta em maior grau de conversão, maior profundidade de polimerização (12, 20) e maior microdureza superficial da resina composta. Porém, o aumento da intensidade de luz da unidade de fotopolimerização apresenta desvantagens, como: maior contração de polimerização da resina composta e maior elevação da temperatura pela luz emitida (24) tanto no material restaurador como na polpa dental (4).

É desconhecida a magnitude do efeito que a alta intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores pode causar para a polpa dental (25).

Principalmente quando esses aparelhos são utilizados para polimerizar pequenas espessuras de material restaurador, como é o caso de sistemas adesivos e quando são utilizados para a polimerização de materiais restauradores em cavidades profundas onde existe uma fina espessura de dentina remanescente com aumento da área de superfície tubular (23).

Esse risco aumenta quando esses aparelhos são utilizados por um período prolongado de fotoativação (6, 23). Relatou-se que elevações de temperatura acima de 5,5°C causam danos pulpare irreversíveis (1).

Os aparelhos fotopolimerizadores à base de LEDs apresentam vantagens sobre os aparelhos de lâmpada halógena (7, 16, 28) e uma das principais vantagens é a menor produção de calor.

Neste trabalho, foram registrados valores de elevação de temperatura de 7,2°C para o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE), 15,3°C para o aparelho LEDemetron I (Kerr), 16°C para o aparelho Optilux 401 (Demetron) e 18,5°C para o aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent) durante a polimerização do sistema adesivo, como apresentado na Figura 2.

Durante a polimerização do incremento de resina composta, foram registrados valores de elevação de temperatura de 3,1°C para o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE), 5,7°C para os

aparelhos LEDemtron I (Kerr) e Bluephase (Ivoclar Vivadent) e 6,2°C para o aparelho Optilux 401 (Demetron), como apresentado na Figura 3.

Esses valores foram obtidos utilizando um disco de dentina de 0,5 mm de espessura com objetivo de simular a dentina remanescente. Também utilizaram discos de dentina com o mesmo objetivo (5, 25, 26). Este disco foi inserido entre um termopar tipo-K e incrementos de resina composta. Esse disco de dentina não representa exatamente a realidade clínica e, além disso, pode haver um significativo aumento na elevação de temperatura se comparado com cavidades realizadas na própria estrutura dental (25).

A condutividade térmica da dentina, a circulação do fluido dentinário e a circulação sanguínea pulpar são fatores que contribuem para a redução da temperatura (6). Porém o objetivo desse trabalho, como no trabalho de Vandewale et al. (28), foi verificar a elevação de temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores e não a elevação de temperatura produzida pelos aparelhos fotopolimerizadores dentro da câmara pulpar, mesmo porque essa pesquisa foi realizada *in vitro*, e qualquer situação *in vitro* jamais representaria uma situação *in vivo*.

Mesmo que os resultados desse trabalho não correspondam exatamente à realidade clínica, os valores encontrados são de extrema importância, pois demonstraram as altas temperaturas alcançadas pelos aparelhos fotopolimerizadores e conseqüentemente o cuidado e atenção que se deve ter quando são utilizados aparelhos fotopolimerizadores com alta intensidade de luz em cavidades profundas, com aumento da área tubular (3), onde há necessidade da fotopolimerização do sistema adesivo (6, 23, 3).

O real valor da temperatura crítica para a polpa dental é controverso, mas os autores concluíram que a temperatura na polpa dental deve ser mantida baixa durante a polimerização de resinas compostas para diminuir o risco de dano pulpar (8).

Como é observado na Tabela 1, o aparelho Bluephase (Ivoclar Vivadent) com maior intensidade de luz (1084 mW/cm²), quando comparado aos outros aparelhos fotopolimerizadores avaliados, produziu os maiores valores de temperatura (18,5°C) durante a polimerização do sistema adesivo, como é apresentado na Figura 2, e 5,7°C na resina composta Filtek™Z350 (3M

EPSE), como é apresentado na Figura 3. Esses resultados concordam com trabalhos (7, 14) que afirmam que quanto maior a intensidade de luz nos aparelhos à base de LEDs, maior a elevação de temperatura produzida por esses aparelhos.

Por outro lado, o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) com menor intensidade de luz (257 mW/cm²) obteve os menores valores de elevação de temperatura, alcançando (7,2°C) durante a polimerização do sistema adesivo e 3,1°C na resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) como apresentado nas Figuras 2 e 3.

Os aparelhos à base de LEDs foram lançados com o principal objetivo de emitirem luz fria, mas nessa pesquisa foi confirmado que esses aparelhos, quando apresentam alta intensidade de luz, também produzem uma alta elevação de temperatura, perdendo a principal vantagem de não emitirem calor. Essa afirmação é concorde com outras pesquisas (8, 7).

Como apresentado na Tabela 1 o aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron), com intensidade de luz de 661 mW/cm², apresentou valores de elevação de temperatura de 16°C durante a polimerização do sistema adesivo (Figura 2) e 6,2°C na resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) conforme apresenta a Figura 3. Esses resultados foram semelhantes aos do aparelho à base de LED Bluephase (Ivoclar Vivadent), o qual apresentou praticamente o dobro da intensidade de luz. Esses altos valores de elevação de temperatura encontrados para o aparelho Optilux 401 (Demetron) foram atribuídos ao fato de que o aparelho é composto por uma lâmpada halógena, a qual apresenta um filamento de tungstênio que, conectado a um circuito elétrico, torna-se incandescente (7), emitindo um amplo espectro de irradiação, com comprimentos de onda infravermelhos, gerando muito calor.

O incremento de 2 mm de espessura de resina composta reduziu significativamente a elevação da temperatura em todos os aparelhos fotopolimerizadores avaliados, como apresentado na Figura 4. Essa redução na elevação de temperatura também foi relatada por alguns autores que afirmaram que a resina composta foi um fator primordial no controle da elevação da temperatura independente do fotopolimerizador utilizado (24).

A reação exotérmica da resina composta não influenciou significativamente a elevação da temperatura durante a polimerização da resina

composta e esses resultados podem ser observados na Figura 5, onde não houve diferença estatística entre o primeiro e o segundo registro de elevação de temperatura na resina composta. A redução da elevação da temperatura pode ser atribuída à dispersão da intensidade de luz por meio do incremento de resina composta (23) e ao fato de a resina apresentar baixa condutividade térmica, podendo funcionar como isolante térmico (26). Os valores de elevação de temperatura registrados nessa pesquisa concordaram com alguns trabalhos (24, 28), onde esses pesquisadores atribuíram que o principal fator de elevação de temperatura foi a capacidade de absorção do calor gerado pelo aparelho fotopolimerizador por parte da resina composta e que a reação exotérmica foi um fator secundário na elevação de temperatura.

CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- a) os aparelhos à base de LEDs LEDemetron I (Kerr) e Bluephase (Ivoclar Vivadent) apresentaram elevação da temperatura tão alta quanto o aparelho de lâmpada halógena Optilux 401 (Demetron);
- b) a reação exotérmica da resina composta não afetou significativamente a elevação da temperatura durante a sua polimerização;
- c) o incremento de resina composta reduziu significativamente a elevação de temperatura causada pela luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores;
- d) devido à baixa intensidade de luz (Tabela 1), o aparelho Elipar Freelight (3M ESPE) registrou estatisticamente o menor valor de elevação de temperatura, quando comparado com os demais aparelhos testados.

REFERÊNCIAS

1. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Path.* 1965;19:515-529.
2. Hussey DL, Biagionit PA, Lameyf PJ. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent.* 1995; 23:267-271.
3. Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light – activated resin composites. *J Oral Rehabil.* 1998;25:908-913.
4. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scan J Dent Res.* 1993;101:62-64.
5. Uhl A, Volpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J Dent.* 2006;34:298-306.
6. Kleverlaan CJ, De Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci.* 2004;112:84-88.
7. Yap AUJ, Soh MS. Thermal emission by different light – curing units. *Oper Dent.* 2003;28-3:260-266.
8. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials.* 2003;24:1809-1820.
9. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mat.* 2000;16:41-47.
10. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photo curing. *Compend Suppl.* 1999;20:S4-S15.

11. Tarle Z, Meniga A, Kenezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional plasma arc and an experimental blue Led curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002;29:662-667.
12. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of dental composite polymerized whit experimental LED-based devices. *Dent Mat.* 2001;17:309-315.
13. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start-polymerization. *J Dent.* 1997;25:321-330.
14. Asmussen E, Peutzfeldt A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:96-98.
15. Pereira MA, Porto ALC, Mendes DJA. Estudo da profundidade de polimerização de resina composta por alguns aparelhos fotopolimerizadores: relação com a dureza. *RBO.* 2000;3:156-160.
16. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing units using blue light-emitting diodes. *Dent Japan.* 1998;34:49-43.
17. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002;27:636-638.
18. Andrade MF, Rastelli ANS, Saadi RS. Avaliação da capacidade de polimerização de um novo dispositivo à base de LED à bateria. *JADA Brasil.* 2001;4:373-377.
19. Pereira SK, Porto LAC, Mandarino F, Rodrigues LA. Intensidade de luz e profundidade de polimerização de aparelhos Fotopolimerizadores. *Rev ACPD.* 1997;51:257-260.
20. Pereira SK, Porto ALC, Mendes DJA. Avaliação da dureza superficial de uma resina composta híbrida em função de cor, tempo de exposição, intensidade de luz e profundidade do material. *Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia.* 2000;4:63-67.
21. Hannig M, Bott B. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization whit various light – curing sources. *Dent Mat.* 1999;15:275-281.
22. Pereira SK, Porto ALC, Mendes DJA. Efeitos de diferentes sistemas de fotopolimerização na dureza superficial da resina composta. *Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia.* 2001;5:156-161.
23. Stewardson DA, Shortall ACC, Harrington E, Lumley PJ. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. *J Dent.* 2004;32:643-651.
24. Schneider LFJ, Sinhoreti MAC, Correr SL, Consani S. Aumento da temperatura durante a fotoativação utilizando três fontes de luz e dois compósitos restauradores em incrementos de dois e três milímetros em 2005 [dissertação]. São Paulo: Universidade de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2005.
25. Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of high-output light – curing units throug dentin. *Oper Dent.* 2001;26:516-520.
26. Schneider LF, Consani S, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA. Halogen and LED light curing of composite temperature increase and Knoop hardness. *Clin Oral Invest.* 2006;10:66-71.
27. Montenegro G, Pinto T, Guimarães C. Assunção ACM, Blazzio DM. Descobrimos seu fotopolimerizador. *Rev APCD.* 2002;57:66-71.
28. Vandewale KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of led and halogen curing lights. *Operative Dentistry.* 2005;30(2):257-264.

Recebido: 19/03/2007

Received: 03/19/2007

Aceito: 20/04/2007

Accepted: 04/20/2007