



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



# **CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

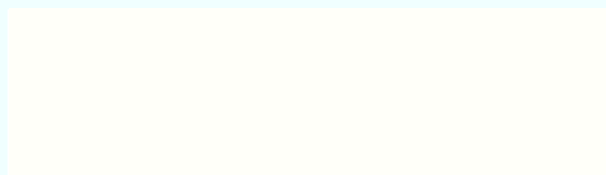
Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Thais Lympius

Orientador(a): Simonides Consani

Ano de Conclusão do Curso: 2007

TCC 405

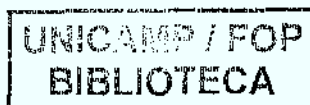


Thais Lympius

**Influência da fonte de luz e da espessura  
remanescente de dentina na geração de calor  
durante a polimerização dos compósitos**

Monografia apresentada ao Curso de  
Odontologia da Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba – UNICAMP,  
para obtenção do Diploma de Cirurgião  
Dentista

Orientador: Simonides Consani



Piracicaba  
2007

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada
L989i
Vol. .... Ex. ....
Tombo BC/ .....

C.T. 786796

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª / 6159

L989i	<p><b>Lympius, Thais.</b> Influência da fonte de luz e da espessura remanescente de dentina na geração de calor durante a polimerização dos compósitos. / Thais Lympius. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007. 21f. : il.</p> <p>Orientador: Simonides Consani. Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Temperatura. 2. Fotopolimerização. 3. Dentina. I. Consani, Simonides. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)</p>
-------	--

## DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais pelo apoio e incentivo.  
Às minhas irmãs Marina e Juliana.  
Às inesquecíveis amigas de república Lie, Cris, Débora e Cláudia.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço Ao Prof. Dr. Simonides Consani, titular da Área Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação e confiança em mim depositada.

Ao aluno de doutorado de Materiais Dentários Ricardo Danil Guirado, pela co-orientação e apoio durante a execução do projeto.

Aos funcionários e alunos de pós-graduação em Materiais Dentários pela colaboração e amizade.

## SUMÁRIO

<b>1. Lista de ilustrações e tabelas .....</b>	<b>6</b>
<b>2. Lista de abreviaturas e siglas .....</b>	<b>7</b>
<b>3. Resumo .....</b>	<b>8</b>
<b>4. Introdução .....</b>	<b>10</b>
<b>5. Desenvolvimento .....</b>	<b>12</b>
<b>6. Conclusões .....</b>	<b>19</b>
<b>7. Referências .....</b>	<b>20</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES E TABELAS

- Figura 1 - Dispositivo utilizado para verificar a temperatura durante a fotoativação
- Tabela 1 - Médias de aumento da temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) considerando o fator aparelho fotoativador, independente dos demais fatores.
- Tabela 2 - Médias de aumento da temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) no fator material restaurador, independente dos demais fatores.
- Tabela 3 - Médias de aumento da temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) considerando o fator espessura da dentina, independente dos demais fatores.
- Tabela 4 - Médias de aumento da temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) na interação aparelho fotoativador-espessura de dentina, independente do fator material restaurador.
- Tabela 5 - Médias de aumento da temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) considerando a interação aparelho fotoativador - espessura da dentina, independente do fator material restaurador.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- QTH - Luz Halógena Contínua;
- LED - Luz emitida por diodo;
- PAC - Luz Emitida pelo Arco de Plasma de Xenônio;
- °C - Graus Celsius;
- Et al., abreviatura de et alii - e outros;
- $t_0$  - valor da temperatura inicial;
- $t_1$  - temperatura obtida durante o procedimento de fotoativação imediato;
- $t_2$  - temperatura de pico do tempo mediato;
- $\Delta t_2$  - variação de temperatura ocorrida no procedimento de fotoativação dos corpos-de-prova após 24 horas;
- J/cm<sup>2</sup> - Joules por centímetros quadrados;
- W/cm<sup>2</sup> - Watts por centímetros quadrados.



## RESUMO

O estudo tem como objetivo determinar o efeito de diferentes tipos de fotopolimerizadores e da espessura de dentina remanescente na geração de calor durante a polimerização de compósitos, utilizando luz halógena contínua (QTH), luz emitida por diodo (LED) e luz emitida pelo arco de plasma de xenônio (PAC). Para o estudo foram utilizados os compósitos restauradores Filtek Z250 (3M/ESPE), Esthet X (Dentsply) e Filtek Supreme (3M/ESPE), na cor A3. O aumento da temperatura foi registrado por meio de termopar tipo-K conectado ao termômetro digital (Iopetherm 46, IOPE) com precisão de 0,1°C. Vinte bases em resina acrílica polimerizada quimicamente foram construídas para servirem de guia do termopar e como suporte para os discos de dentina de 0,5 ou 1,0mm de espessura, obtidos de dentes bovinos, com intenção de simular a dentina remanescente de preparos dentais. Sobre as bases de resina acrílica foram adaptadas matrizes de 2,0mm, confeccionadas com silicone. Para fotoativação foram utilizadas as fontes de luz halógena (QTH), emitida por diodo (LED) ou emitida pelo arco de plasma de xenônio (PAC). As variações de temperatura foram verificadas nos corpos-de-prova confeccionados no tempo imediato e após 24 horas de armazenagem em estufa a 37°C em umidificador. Para cada grupo foram confeccionadas dez amostras (n=10). Os valores do aumento de temperatura imediato foram submetidos à análise de variância e as médias ao teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). Os valores obtidos no tempo imediato e 24 horas foram submetidos à análise de variância e as médias ao teste T ( $\alpha=0,05$ ). Independente dos demais fatores, a média do aumento de temperatura promovido pela QTH foi significativamente menor que as apresentadas pelos demais fotoativadores; no fator material restaurador não houve diferença estatística entre os compósitos e no fator dentina não houve diferença estatística no aumento de temperatura entre as espessuras de dentina. Na interação fotoativador- espessura de dentina, a espessura 0,5mm - fotoativador QTH apresentou aumento de temperatura estatisticamente inferior aos demais fotoativadores e na espessura 1,0mm não houve diferença estatística entre os aparelhos QTH, LED e PAC. Em todos os grupos, o aumento de temperatura imediato diferiu estatisticamente em relação ao após 24 horas. Os autores concluíram que os resultados parecem indicar que dentre as variáveis estudadas, a correlação entre intensidade de luz emitida pelos fotoativadores e o tempo de exposição teria maior

influência no aumento da temperatura registrada do que a espessura da dentina remanescente e/ou do material restaurador.

## INTRODUÇÃO

Em meados dos anos 60 foram introduzidos no mercado odontológico compósitos com indicação para dentes anteriores, em substituição aos restauradores estéticos cimento de silicato e resina acrílica (Bowen, 1963). Desde então, o desenvolvimento destes materiais restauradores tem sido altamente significativo. Com as melhorias técnicas alcançadas, as indicações clínicas dos compósitos foram ampliadas, possibilitando também o uso desse restaurador em dentes posteriores.

A resina composta pode ser definida como uma combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes, com uma interface distinta separando os componentes (Anusavice, 2003). Basicamente, são compostos por matriz orgânica, partículas de carga (vidros, quartzo e/ou sílica fundida) e agente de união, geralmente um silano orgânico, com característica bifuncional, possibilitando união química com a partícula de carga e copolimerização com os monômeros da matriz orgânica. A reação de presa do material ocorre por meio de um processo químico chamado polimerização, onde os monômeros unem-se por meio de ligações químicas, formando moléculas maiores, chamadas polímeros (Peutzfeldt, 1997; Anusavice, 2003).

No início da década de 70 foram introduzidas no mercado resinas compostas fotoativadas. Os primeiros produtos eram fotoativados por luz ultravioleta, que oferecia riscos à visão humana, tanto do operador quanto do paciente. Além disso, proporcionava ao compósito, propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias (Sahafi *et al.*, 2001).

A fotoativação por luz visível abrange a região azul do espectro eletromagnético. A canforoquinona, fotoiniciador utilizado na composição da maioria das resinas compostas, possui espectro de absorção no intervalo entre 400 e 500nm, sendo que o comprimento de onda mais eficiente para a polimerização estaria entre 468 – 470nm (Nomoto, 1997). Os aparelhos com luz visível são mais empregados e utilizam fonte de luz branca emitida por lâmpada halógena que, ao passar por um filtro, tem regiões do espectro eletromagnético selecionados. Desta forma, apenas o espectro azul incide na resina composta (Kurachi, 2001).

Segundo Uhl *et al.* (2003), a principal irradiação produzida por essas lâmpadas é o espectro infravermelho, o qual é absorvido pelos compósitos e resulta em grande vibração molecular e geração de calor. A luz, ao passar pelos filtros termo- absorventes, tem a

passagem da energia infravermelha reduzida da fonte de luz para o dente (Rueggeberg, 1999). No entanto, a eficiência desses filtros varia conforme o fabricante e, assim, a energia não absorvida pode resultar em produção de calor.

A luz emitida por diodo (LED) foi desenvolvida com o objetivo de minimizar o calor gerado durante a fotoativação produzida pela luz halógena (Uht *et al.*, 2003). O LED emitindo um comprimento de onda de 455 a 486 nm se relaciona com a taxa de absorção do espectro da canforoquinona (Parr & Rueggeberg, 2002). Com o propósito de aumentar a velocidade da polimerização de compósitos foi desenvolvido o arco de plasma que, devido à alta intensidade de luz produzida, pode promover aumentos de temperatura inaceitáveis ao tecido pulpar (Hansen & Asmussen, 1993; Hannig & Bott, 1999; Loney & Price, 2001).

De acordo com Zach & Cohen (1965) os dentes de macaco Rhesus submetidos a diferentes aumentos de temperatura sofriam alterações pulpares irreversíveis, devido à elevação da temperatura na câmara pulpar. Traumas térmicos podem ser induzidos pela preparação das cavidades ou pela reação de presa de materiais, forradores ou restauradores (McCabe & Wilson, 1980). Os trabalhos têm sugerido que a ativação por luz visível pode também contribuir para o aumento na temperatura dentro da câmara pulpar, causando danos à polpa (McCabe, 1985; Lloyd *et al.*, 1986; Masutani *et al.*, 1988).

O aumento da intensidade da luz acarreta aumento da temperatura durante a polimerização, devido à maior energia de radiação fornecida pela unidade fotoativadora (Hansen & Asmussen, 1993). Quando a espessura de dentina residual for mínima em cavidades sem forramento e a intensidade de ativação for alta, o tempo de irradiação para fotoativação do adesivo deve ser mínimo (Shortall & Harrington, 1998).

Por outro lado, os aumentos de temperatura ocorridos na fotoativação de compósitos pelos métodos de emissão de luz por diodo, arco de plasma ou halógena, com interposição de um disco de dentina com 0,5mm de espessura, mostraram que esse método promovia maior taxa de calor (Schneider *et al.*, 2005). Temperaturas excedendo 42,5°C foram relatados por Hannig & Bott (1999) quando estudaram o efeito de diferentes unidades fotoativadoras sobre a temperatura que atingia a câmara pulpar, durante a polimerização de compósitos.

Diante dessas considerações, seria interessante comparar o efeito de diferentes fontes de fotoativação e da espessura de dentina remanescente na geração de calor durante a polimerização de compósitos. A hipótese do trabalho seria que as variações térmicas ocorridas na polimerização estariam na dependência da integração tipo de fotoativador - espessura da dentina remanescente.

## DESENVOLVIMENTO

O objetivo deste estudo foi verificar o efeito de diferentes tipos de fotopolimerizadores na avaliação das variações térmicas ocorridas durante a fotoativação das resinas compostas: Filtek Z250 (3M/ESPE), Esthet X (Dentsply) e Filtek Supreme (3M/ESPE), utilizando diferentes fontes de luz: halógena contínua (QTH), emitida por diodo (LED) ou emitida pelo arco de plasma de xenônio (PAC), em matrizes com discos de dentina com espessuras de 0,5 ou 1,0mm.

### MATERIAIS E MÉTODOS

Para o estudo foram utilizados os compósitos restauradores Filtek Z250 (3M/ESPE), Esthet X (Dentsply) e Filtek Supreme (3M/ESPE). Como energia fotoativadora foram utilizadas as fontes de luz halógena (Degulux Soft-Start Degussa), emitida por diodo (Ultra-Lume, Ultradent) ou emitida pelo arco de plasma de xenônio (Apollo 95E, DMD). A intensidade de luz foi mensurada com radiômetro Model 100 Curing Radiometer (Demetron Research Corporation). O aumento de temperatura foi registrado por meio de termopar tipo-K conectado ao termômetro digital (Iopetherm 46, IOPE, São Paulo, Brasil) com precisão de 0,1°C.

Vinte bases em resina acrílica polimerizada quimicamente (Clássico) com de espessura de 0,5 ou 1,0mm foram construídas para servir como guia do termopar e como suporte dos discos de dentina. Dez bases foram utilizadas com o disco de dentina com 0,5mm de espessura e dez com 1,0mm de espessura, obtidos por meio do desgaste de dentes bovino. Os discos foram utilizados para simular duas diferentes espessuras de dentina, remanescentes do preparo cavitário. Sobre as bases de resina acrílica foram adaptadas matrizes cilíndricas confeccionadas com silicone polimerizado por condensação, medindo 2mm de altura por 3mm de diâmetro, padronizando a espessura da resina composta a ser polimerizada (Figura 1). Após a inserção nas matrizes de silicone, o compósito restaurador foi recoberto com uma tira de poliéster e fotoativado com a ponteira do aparelho fotopolimerizador encostada sobre o conjunto. O tempo de fotoativação foi de 20 segundos para as fontes luz halógena contínua e luz emitida por diodo (LED), conforme recomendação dos fabricantes, e de 10 segundos para a

fonte de luz emitida pelo arco de plasma de xenônio (PAC), conforme a literatura (Hasegawa *et al.*, 2001). No experimento foram estabelecidos 18 grupos experimentais ( $n=10$ ).

Todas as mensurações foram realizadas em ambiente controlado, com temperatura de 21°C e umidade relativa de  $50 \pm 10\%$  (ISSO 4049, 2000). Após a estabilização da temperatura do conjunto, aferida por meio do termopar, os procedimentos de fotoativação foram realizados de acordo com o protocolo. O maior valor registrado pelo termômetro digital foi considerado como o pico térmico da reação verificada no tempo imediato. A seguir, o valor da temperatura inicial ( $t_0$ ) foi subtraído do valor da temperatura de pico, obtendo-se, assim, a variação da temperatura ( $vt_1$ ) ocorrida no procedimento de fotoativação imediato ( $t_1$ ).

Os procedimentos de fotoativação foram repetidos nas mesmas condições experimentais do tempo imediato após armazenagem dos corpos-de-prova em umidificador (umidade relativa), em estufa regulada a 37°C, por 24 horas, considerando ( $t_2$ ) como temperatura de pico do tempo mediato e ( $vt_2$ ) a variação de temperatura ocorrida no procedimento de fotoativação dos corpos-de-prova após 24 horas.

Os valores obtidos no tempo imediato e após 24 horas foram submetidos à análise de variância e as médias ao teste de Tukey, com 5% de significância ( $\alpha=0,05$ ).

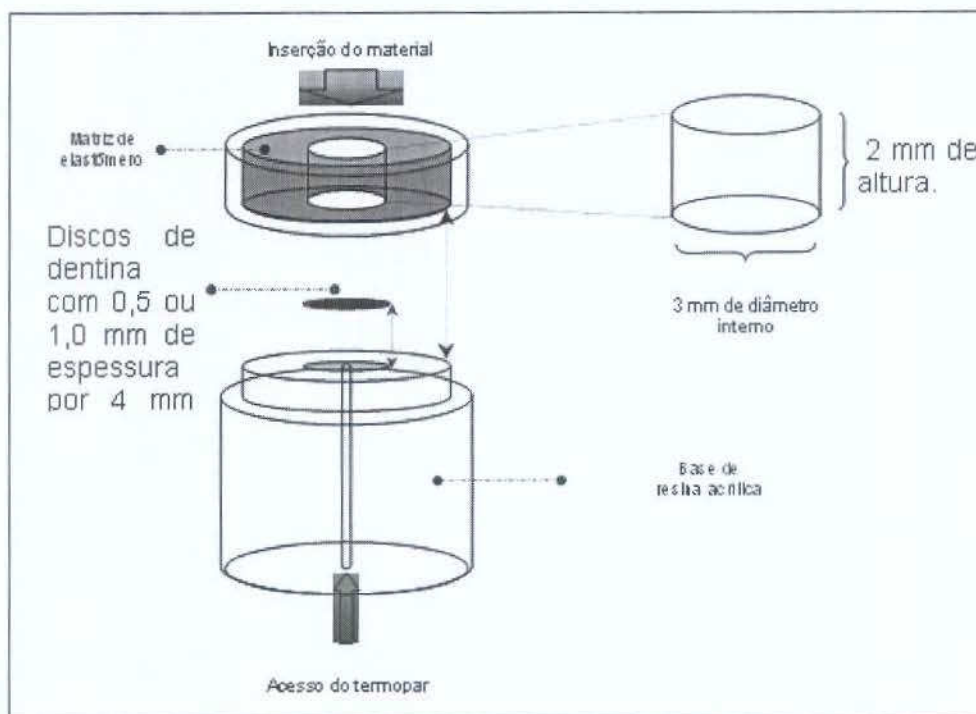


Figura 1 - Dispositivo utilizado para verificar a temperatura durante a fotoativação

## RESULTADOS

A Tabela 1 mostra que no fator aparelho fotoativador, independente dos demais fatores, a média do aumento de temperatura do aparelho QTH foi significativamente menor que as apresentadas pelos dois outros tipos de aparelhos fotoativadores.

Tabela 1 - Médias de aumento da temperatura (°C) considerando o fator aparelho fotoativador, independente dos demais fatores.

Aparelho fotoativador	Aumento de temperatura (°C)
LED	2,66 (0,82) a
PAC	2,66 (0,73) a
QTH	2,36 (0,68) b

Letras minúsculas distintas representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey em nível de 5% de significância.

De acordo com a Tabela 2, considerando o fator material restaurador, independente dos demais fatores, não houve diferença estatística entre os compósitos.

Tabela 2 - Médias de aumento temperatura (°C) no fator material restaurador, independente dos demais fatores.

Material restaurador	Aumento de temperatura (°C)
Filtek Z250	2,48 (0,70) a
Esthet X	2,59 (0,84) a
Filtek Supreme	2,61 (0,72) a

Letras minúsculas distintas representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey em nível de 5% de significância

Os dados da Tabela 3 mostram que no fator espessura da dentina, independente dos demais fatores, não houve diferença estatística de aumento de temperatura entre as diferentes espessuras de dentina.

Tabela 3 - Médias de aumento temperatura (°C) considerando o fator espessura da dentina, independente dos demais fatores.

Espessura da dentina	Aumento de temperatura (°C)
0,5mm	2,54 (0,79) a
1,0mm	2,58 (0,73) a

Letras minúsculas distintas representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey em nível de 5% de significância

Avaliando a Tabela 4, considerando a interação aparelho fotoativador- espessura da dentina, independente da material restaurador, observou-se que na espessura 0,5mm, o aparelho fotoativador QTH apresentou valores estatisticamente inferiores de aumento de temperatura quando comparado com os demais fotoativadores. Para a espessura de 1,0mm não houve diferença estatística entre os aparelhos QTH, LED e PAC.

Tabela 4 - Médias de aumento temperatura (°C) na interação aparelho fotoativador- espessura de dentina, independente do fator material restaurador.

Espessura de 0,5mm de dentina			
Aparelho fotoativador	LED	PAC	QTH
Aumento de temperatura (°C)	2,70 (0,89) a	2,65 (0,74) a	2,28 (0,66) b
Espessura de 1,0mm de dentina			
Aparelho fotoativador	LED	PAC	QTH
Aumento de temperatura (°C)	2,63 (0,75) a	2,66 (0,73) a	2,44 (0,70) a

Letras minúsculas distintas em linha representam médias estatisticamente diferentes pelo teste Tukey em nível de 5% de significância.



A Tabela 5 mostra que em todos os grupos, o aumento de temperatura imediato diferiu estatisticamente em relação ao após 24 horas.

Tabela 5 - Médias de aumento temperatura (°C) considerando a interação aparelho fotoativador-espessura da dentina, independente do fator material restaurador

Grupo (aparelho fotoativador/compósito restaurador/espessura da dentina)	Aumento de temperatura imediato	Aumento de temperatura após 24 horas
QTH/Filtek Z250/0,5 mm	2,76 (0,59) a	1,95 (0,43) b
QTH/Filtek Z250/1,0 mm	2,55 (0,48) a	2,02 (0,36) b
QTH/Esthet X /0,5 mm	2,82 (0,85) a	1,67 (0,44) b
QTH/Esthet X /1,0 mm	2,83 (0,41) a	1,98 (0,64) b
QTH/Filtek Supreme /0,5 mm	2,93 (0,32) a	2,54 (0,42) b
QTH/Filtek Supreme /1,0 mm	2,47 (0,82) a	1,84 (0,64) b
LED/Filtek Z250/0,5 mm	2,96 (0,70) a	2,32 (0,79) b
LED/Filtek Z250/1,0 mm	2,96 (1,00) a	2,17 (0,73) b
LED/Esthet X /0,5 mm	3,03 (0,97) a	2,08 (0,59) b
LED/Esthet X /1,0 mm	3,28 (0,90) a	2,69 (0,98) b
LED/Filtek Supreme /0,5 mm	2,99 (0,48) a	2,40 (0,38) b
LED/Filtek Supreme /1,0 mm	2,84 (0,76) a	2,29 (0,65) b
PAC/Filtek Z250/0,5 mm	2,89 (0,59) a	2,12 (0,28) b
PAC/Filtek Z250/1,0 mm	2,90 (0,57) a	2,22 (0,62) b
PAC/Esthet X /0,5 mm	3,05 (0,58) a	2,35 (0,67) b
PAC/Esthet X /1,0 mm	3,11 (0,72) a	2,21 (0,53) b
PAC/Filtek Supreme /0,5 mm	3,17 (0,76) a	2,42 (0,81) b
PAC/Filtek Supreme /1,0 mm	3,03 (0,81) a	2,45 (0,74) b

Letras minúsculas distintas em linha representam médias estatisticamente diferentes pelo teste T-Test em nível de 5% de significância.

## DISCUSSÃO

Calor externo aplicado ao dente pode aumentar a temperatura da câmara pulpar resultando em danos irreversíveis à polpa (Lisant & Zande, 1952; Zach & Cohen, 1962) O trauma térmico pode ser induzido pelo preparo cavitário, reação exotérmica de cimentos forradores ou fixadores, materiais restauradores ou calor gerado por aparelhos fotoativadores (Uhl *et al.*, 2003). Desta maneira, a ativação dos compósitos por luz visível pode também

contribuir para aumentar a temperatura no interior da câmara pulpar, causando possíveis danos à integridade da polpa (McCabe, 1985).

O aumento da temperatura causado pela fotoativação é resultante da densidade de energia produzida pelos aparelhos fotoativadores (Rueggeberg, 1999). O aparelho fotoativador convencional de luz halógena (Degulux Soft-Start Degussa) utilizado neste estudo tem capacidade para  $12 \text{ J/cm}^2$  considerando que a intensidade de luz era de  $600 \text{ mW/cm}^2$  o tempo de aplicação de 20 segundos ( $J = \text{intensidade} \times \text{tempo de aplicação} / 1000$ ). Nas mesmas condições, a capacidade do LED (Ultra-Lume, Ultradent) é de  $14 \text{ J/cm}^2$  ( $700 \text{ mW/cm}^2$  por 20 segundos) e do PAC (Apollo 95E, DMD) de  $14 \text{ J/cm}^2$  ( $1400 \text{ mW/cm}^2$  por 10 segundos).

A hipótese deste trabalho *in vitro* que as variações térmicas ocorridas na polimerização estariam na dependência da integração tipo de fotoativador-espessura da dentina remanescente foi comprovada parcialmente. Assim, observando a Tabela 1 verifica-se que o aumento de temperatura produzido pelo QTH foi estatisticamente inferior aos demais aparelhos fotoativadores, provavelmente pela menor densidade de energia irradiada por esse dispositivo.

Segundo Lloyd & Brown (1984), a reação exotérmica da polimerização está diretamente relacionada com a quantidade de carga inorgânica do compósito. Deste modo, quanto menor a quantidade de carga, maior será a quantidade de matriz orgânica e conseqüente maior reação exotérmica. Este fato foi observado neste estudo, quando se verificou a similaridade do conteúdo de carga inorgânica entre os compósitos, onde o Filtek Z250, apresenta 60% de carga em volume, o Esthet X com 60% e o Filtek Supreme com 59,5% não diferiram estatisticamente nos valores de aumento de temperatura (Tabela 2).

O calor que atinge a polpa sofre influência da espessura da dentina (Goodis *et al.*, 1989). Segundo Loney & Price (2001), dentina com maior espessura pode reduzir a temperatura por causa da baixa condutibilidade térmica desse substrato. Este estudo não confirmou essa assertiva. A Tabela 3 mostra que não houve diferença estatística entre os valores de aumento da temperatura entre as diferentes espessuras de dentina, independente dos demais fatores. Considerando que o volume do compósito foi o mesmo em todos os casos, este resultado pode ter ocorrido devido ao fato da diferença de espessura dos discos de dentina não ser suficiente para determinar diferentes aumentos de temperatura registrados pelo termômetro. Apesar de este estudo ser realizado em matriz, este resultado pode ser considerado de relevância clínica. Restaurações de resina composta com incrementos de dois milímetros, feitas em cavidades com remanescentes de dentina de 0,5 ou 1,0mm não

causariam aumentos de temperatura nocivos ao tecido pulpar, considerando que para Zach & Cohen (1965) somente valores acima de 5,5°C seriam nocivos à polpa.

Entretanto, na interação em que os tipos de fotoativadores foram considerados (Tabela 4) houve uma exceção. Na interação dentina espessura de 0,5 mm-aparelho fotoativador, o QTH foi estatisticamente inferior aos demais fotoativadores. Isso provavelmente ocorreu porque o QTH tem a menor densidade de energia quando comparado com os demais fotoativadores. O fato da espessura de 1,0mm não apresentar o mesmo comportamento parecer ser devido à afirmação que espessuras maiores reduzem a temperatura porque a dentina tem baixa condutibilidade térmica (Loney & Price, 2001).

Lloyd *et al.* (1986) reporta que o fator mais importante para o aumento de temperatura durante a fotoativação dos compósitos seria o calor desenvolvido pelos próprios aparelhos fotoativadores e a reação exotérmica da polimerização seria um fator secundário. Este fato também foi observado neste estudo, quando a irradiação foi efetuada no compósito já polimerizado (24 horas), comprovando que neste caso o aumento de temperatura foi promovido pela irradiação dos fotoativadores (Tabela 5). Houve diferença estatística entre a fotoativação imediata e após 24 horas, onde teoricamente não existe reação de polimerização, a ponto de causar picos de temperatura.

Os resultados deste trabalho parecem indicar que dentre as variáveis estudadas, a correlação entre intensidade de luz emitida pelos fotoativadores e o tempo de exposição teria maior influência no aumento da temperatura registrada do que a espessura da dentina remanescente e/ou do material restaurador.

## CONCLUSÕES

Com base nas limitações deste estudo e nos resultados analisados e discutidos foi possível concluir que:

- 1- O aparelho fotoativador QTH produziu menores aumentos de temperatura quando comparados com os LED e PAC.
- 2- Não houve diferença estatística para o aumento de temperatura entre os materiais restauradores e entre as espessuras de dentina.
- 3- Para a interação espessura de dentina-aparelho fotoativador, a associação espessura de dentina de 0,5mm e QTH produziu aumento estatisticamente menor. Na espessura de dentina de 1,0mm não houve diferença estatística entre os fotoativadores.
- 4- O aumento da temperatura na polimerização foi estatisticamente superior quando comparado com o aumento após 24 horas, em todos os grupos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Anusavice K. Philip's Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis: Elsevier; 2003.
- Bowen RL. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963; 66(1): 57-64.
- Goodis HE, White JM, Andrews J, Watanabe LG. Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an in vitro mode. *Dent Mater.* 1989; 5:230-4.
- Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res.* 1993; 101(3): 176-9.
- Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources *Dent Mater.* 1999; 15(4): 275-81.
- Hasegawa T, Itoh K, Yukitami W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Depth of cure and marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. *Oper Dent* 2001; 26: 585-590.
- 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.
- Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of High-output light-curing units through dentin. *Oper Dent.* 2001; 26(5): 516-20.
- hermal analysis (DTA). *Dent Mater* 1985;1(6):231-4.
- Lloyd CH, Brown EA. The heats of a reaction and temperature rises associated with the setting of bonding resins. *J Oral Rehab.* 1984;11:319-24.
- Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater.* 1986; 2(4): 170-4.
- Lisant 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.
- Masutani S, Setcos JC, Schinell RJ, Philips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins *Dent Mater.* 1988; 4(4): 174-8.
- McCabe JF, Wilson HJ. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. *J Oral Rehabil.* 1980; 7(3): 103-10.
- McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater* 1985; 1(6):231-4.

- Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins Dent Mater. 1997; 16(1): 60-73.
- Parr GR & Rueggeberg FA. Spectral analysis of commercial LED dental curing lights. J Dent Res 2002; 81(Special Issue) Abstract #507:88
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105(2):97-116.
- Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. Compend 1999; 20(25):S4-S15.
- Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. Am J Dent. 2001; 14(3): 145-7.
- Schneider LFJ, Consani S, Sinhorette MAC, Correr Sobrinho L, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. Oper Dent, 2005; 30(4) 516-521.
- Shortall AC, Harrinton E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. J Oral Rehabil. 1998; 25(12): 908-13.
- Uhl A, Mills RW & Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. Biomat 2003; 24(10):1809-20.
- Zach L & Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965;19(4):515-30.

