



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Evelyn Desirée Páez Fariña

Orientador(a): Prof. Dr. Simonides Consani

Ano de Conclusão do Curso: 2005



TCC 242

Evelyn Desirée Paez Fariña

INFLUÊNCIA DA COR E DA COMPOSIÇÃO DO COMPÓSITO
ODONTOLÓGICO NA GERAÇÃO DE CALOR DURANTE A
FOTOATIVAÇÃO

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

Orientador: Simonides Consani

Piracicaba
2005

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais Stella e Liduvino, pelo carinho, incentivo e apoio constante na minha formação pessoal e profissional, por sonharem comigo e ajudaram a que esse sonho se tornasse realidade.

Ao meu irmão Roberto e a minha cunhada favorita Rosi pela paciência tanto nas horas difíceis como nos momentos mais alegres.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP pela oportunidade da realização deste Curso em Odontologia.

Ao Dr. Simonides Consani, Professor Titular da Área Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, orientador deste trabalho, pela confiança em mim depositada, além da dedicação acadêmica durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao doutorando em Materiais Dentários Ricardo Danil Guirado, pela constante colaboração e co-orientação deste trabalho.

SUMÁRIO

1. Lista de ilustrações e tabelas	6
2. Lista de abreviaturas e siglas	7
3. RESUMO	8
4. INTRODUÇÃO	9
5. DESENVOLVIMENTO	10
6. CONCLUSÕES	15
7. REFERÊNCIAS	16

LISTA DE ILUSTRAÇÕES E TABELAS

Figura 1: Dispositivo utilizado para verificar a temperatura durante a fotoativação.

Tabela 1 - Médias dos valores da temperatura em graus Celsius.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C – graus Celsius.

Et al. – et alii (e outros).

ISO – organização internacional para padronização.

LED – luz emitida por diodos.

RESUMO

O estudo avaliou o efeito da cor e da composição dos compósitos odontológicos na produção de calor durante a fotoativação. Neste estudo foram utilizados 4 compósitos restauradores: Filtek Z 250 (3M/ESPE) e Esthet X (Dentsply) nas cores A3 e B1 e Filtek Flow (3M/ESPE) e Natural Flow (DFL) nas cores A3 e B2. O aumento de temperatura foi registrado por meio de um termopar tipo-K conectado a um termômetro digital (Iopetherm 46, IOPE) com precisão de 0,1°C. Uma base em resina acrílica polimerizada quimicamente foi construída para servir como guia do termopar e como suporte para um disco de dentina (0,5 mm de espessura), obtido de dente bovino para simular a dentina remanescente do preparo cavitário. Sobre a base de resina acrílica foi adaptada uma matriz perfurada confeccionada com silicone. Para fotoativação foi utilizada uma fonte de luz emitida por lâmpada halógena emitida pelo aparelho XL 2500 (3M/ESPE), com tempo de fotoativação de 20 segundos. Foram estabelecidos 8 grupos de acordo com a interação 4 materiais e 2 cores (n=10). Os valores obtidos foram submetidos à análise de variância e as médias obtidas ao teste de Duncan com 5% de significância. Nas condições deste estudo, os resultados mostraram que: 1- não houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura no mesmo compósito com diferentes cores. 2- houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura em diferentes compósitos nas mesmas cores.

Palavras chave: fotoativação, temperatura, compósitos, cores.

INTRODUÇÃO

Compósitos odontológicos compreendem materiais constituídos da união entre partículas de carga e matriz resinosa, por meio de um agente silano¹⁻². A matriz consiste basicamente de monômeros orgânicos, um inibidor de polimerização, e um sistema ativador-iniciador³. A matriz resinosa é um componente fluido que, quando polimerizada, torna-se rígida. Isto ocorre devido à formação de radicais livres que acabam induzindo uniões covalentes entre as moléculas orgânicas, gerando assim macromoléculas denominadas polímeros⁴. Para a formação destes radicais livres é necessário que um sistema ativador-iniciador gere energia suficiente para que ocorra a quebra da molécula do peróxido de benzoíla¹⁻⁵.

Normalmente, no caso dos sistemas fotoativados, um determinado comprimento de onda da luz visível (468 nm) excita a molécula de canforoquinona que, junto com uma amina terciária, induz à quebra da molécula do peróxido de benzoíla, seguindo-se uma reação de polimerização por adição⁶.

Polimerização foto-induzida é uma tecnologia em expansão que resulta em diversas vantagens, pois o processo é livre de solvente e geralmente econômico⁷. Das unidades fotoativadoras disponíveis no mercado, as que utilizam lâmpadas halógenas como fonte de luz são as mais tradicionais.

Segundo Uhl *et al.*⁸, a principal irradiação produzida por estas lâmpadas é o espectro infravermelho, o qual é absorvido pelos compósitos e resulta em grande vibração molecular e geração de calor. Assim, fontes de luz que utilizam lâmpadas halógenas como fonte de luz necessitam filtros termo-absorventes que reduzem a passagem da energia infravermelha da fonte de luz para o dente⁶. No entanto, a eficiência destes filtros varia conforme o fabricante e, assim, a energia não absorvida pode resultar em produção de calor.

Quando uma fonte de calor externo é aplicada sobre a estrutura dental, um dano pode ser gerado, pois um aumento da temperatura dentro da câmara pulpar pode resultar em lesões inflamatórias irreversíveis aos tecidos pulpares⁹⁻¹⁰. 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 com a fonte de luz fotoativadora ¹¹⁻¹².

Diversos estudos têm sido realizados para determinar os fatores relacionados ao aumento de temperatura intrapulpar, contudo, o efeito de fatores como a composição e cor dos compósitos odontológicos ainda permanecem desconhecidas.

DESENVOLVIMENTO

Proposição

O estudo teve como objetivo verificar o efeito da cor e da composição dos compósitos odontológicos na produção de calor durante a fotoativação.

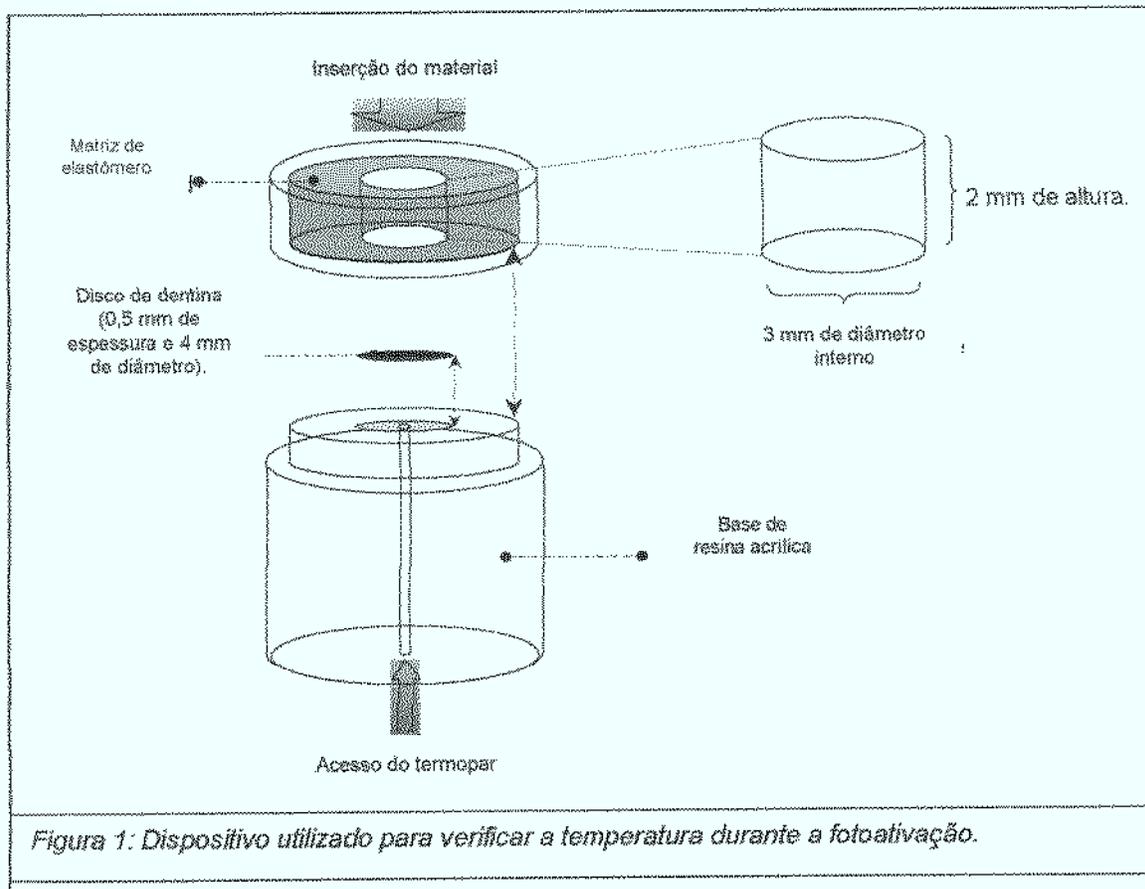
Materiais e método

Para este estudo foram utilizados 4 compósitos restauradores: Filtek Z 250 (3M/ESPE) e Esthet X (Dentsply) nas cores A3 e B1 e Filtek Flow (3M/ESPE) e Natural Flow (DFL) nas cores A3 e B2.

Como energia para fotoativação foi utilizada uma fonte de luz emitida por lâmpada halógena do aparelho XL 2500 (3M/ESPE). A intensidade de luz empregada foi mensurada por um radiômetro (Demetron Research Corporation, Danbury, CT, EUA), estabelecida em 700 mW/cm².

O aumento de 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 polimerizada quimicamente (Clássico) foi construída para servir de guia do termopar e como suporte para um disco de dentina (0,5 mm de espessura), obtido através do desgaste de um dente incisivo bovino. Este disco foi utilizado para simular a dentina remanescente da parede pulpar de um preparo cavitário. Em seguida, sobre a base de resina

acrílica foi adaptada uma matriz perfurada (Figura 1), confeccionada com silicone polimerizado por reação de condensação Xantopren VL (Heraeus/kulzer).



Após a inserção do compósito restaurador, o compósito e a matriz de silicone foram recobertos com uma tira de poliéster antes da fotoativação do compósito por um período de 20 segundos, efetuado com a ponteira do aparelho fotoativador posicionada sobre o conjunto. Para cada um dos 8 grupos experimentais: 1- Filtek Z250 (A3); 2- Filtek Z250 (B1); 3- Filtek Flow (A3); 4- Filtek Flow (B1); 5- Esthet X (A3); 6- Esthet X (B1); 7- Natural Flow (A3); 8- Natural Flow (B1), foram confeccionadas dez amostras.

Todas as mensurações foram realizadas em ambiente com temperatura ($20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) e umidade relativa ($50 \pm 10\%$) controladas (ISO 4049, 2000). Após a estabilização da temperatura do conjunto (mensurada pelo termopar) em $20^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ foram realizados os procedimentos de fotoativação e o maior valor registrado pelo termômetro digital foi considerado como o pico térmico da reação de polimerização do compósito. A seguir, o valor da temperatura inicial foi subtraído do valor do pico térmico, obtendo-se, assim, a valor da temperatura ocorrida no procedimento.

Os valores obtidos foram submetidos à análise de variância e as médias ao teste de Duncan com 5% de significância.

RESULTADOS

A Tabela 1 mostra que não houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura no mesmo compósito com diferentes cores, e houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura em diferentes compósitos nas mesmas cores.

A Tabela 1 - Médias dos valores da temperatura em graus Celsius.

Compósito Restaurador (Cor)	Grupos	Valores médios de aumento da temperatura ($^{\circ}\text{C}$)
Filtek Z250 (A3)	Grupo 1	0,82 (0,11) a
Filtek Z250 (B1)	Grupo 2	0,76 (0,11) a
Filtek Flow (A3)	Grupo 3	1,28 (0,16) b
Filtek Flow (B1)	Grupo 4	1,27 (0,18) b
Esthet X (A3)	Grupo 5	1,14 (0,09) bc
Esthet X (B1)	Grupo 6	1,04 (0,21) c
Natural Flow (A3)	Grupo 7	1,91 (0,37) d
Natural Flow (B1)	Grupo 8	1,93 (0,41) d

Letras minúsculas diferentes diferem estatisticamente pelo teste de Duncan em nível de 5% .

DISCUSSÃO

Calor externo aplicado ao dente pode aumentar a temperatura pulpar resultando em danos irreversíveis⁹⁻¹⁰. Este trauma pode ser induzido pelo preparo cavitário, reação exotérmica de cimentos, materiais restauradores ou calor gerado por aparelhos fotoativadores⁸⁻¹². Desta maneira, a ativação dos compósitos por luz visível também pode contribuir para aumentar a temperatura no interior da câmara pulpar, causando possíveis danos à polpa¹¹⁻¹³.

O aumento da intensidade da luz pode elevar a temperatura durante a polimerização, devido a maior energia de radiação fornecida pelo aparelho fotoativador¹⁴. Quando a espessura da dentina residual for mínima em cavidades sem forramento e a intensidade da ativação for alta, o tempo de irradiação para fotoativação deve ser mínimo¹².

O calor que atinge a polpa é afetado pela espessura de dentina¹⁵. Segundo Loney & Price¹⁶, espessuras maiores reduzem a temperatura porque a dentina tem baixa condutibilidade térmica. Entretanto em áreas de cavidades profundas, onde a dentina tem pequena espessura e o diâmetro dos túbulos dentinários é maior, os danos à polpa são maiores¹². Por esta razão, 0,5 mm de espessura foi usado para simular a dentina remanescente, padronizar a distância entre compósito e câmara pulpar, e verificar o calor que atingia a câmara pulpar.

Embora sem diferença estatística significativa, a Tabela 1 mostra tendência dos compósitos Filtek Z250 e Esthet X com cores mais escuras em promover temperaturas maiores quando comparados com as cores mais claras, resultado coerente com os apresentados por pesquisa anterior⁸. Os compósitos com cores mais escuras tendem a absorver maior quantidade de luz do que os de cores claras¹⁷, o que poderia aumentar a temperatura durante a polimerização.

Os compósitos tipo *Flow* (Filtek e Natural) possuem grande quantidade de monômeros diluentes e a cor não parece influenciar nas temperaturas registradas pelo termopar, especulando-se que o calor gerado dependeria mais da composição desses materiais do que da cor. Como foi utilizado o mesmo aparelho

fotoativador e o mesmo tempo de exposição, o calor gerado pela mesma densidade de luz em compósitos diferentes pode ser considerado similar.

De acordo com Harrington *et al.*¹⁸, diferenças na composição dos monômeros poderiam alterar o nível de transmissão da luz através do compósito. Compósitos *Flow* possuem grande quantidade de monômeros diluentes quando comparados com as resinas convencionais com similar associação monomérica na formulação¹⁹. Desta forma, aumentando a viscosidade do material, a condutibilidade térmica resultante poderia ser alterada. De acordo com Lloyd & Brown²⁰, a reação é exotérmica está diretamente relacionada com a quantidade de carga inorgânica. Deste modo, quanto menor a quantidade de carga, maior será a quantidade de matriz orgânica e conseqüente reação exotérmica. Com exceção do Esthet X na cor A3, com 60% de carga em volume, os compósitos convencionais Filtek Z250 e Esthet X, na cor B1, ambos com quantidade de carga similar, apresentaram temperaturas estatisticamente menores que os compósitos tipo *Flow* (Natural com 43% e Filtek com 47% de carga em volume).

Anusavice³ considera que a atenuação do coeficiente de luz pode variar consideravelmente em diferentes compósitos, dependendo do tamanho e concentração da carga inorgânica. Compósitos com cargas maiores tendem a diminuir a absorção da luz, devido à reflexão ocorrida nessas partículas. Este fato foi observado neste estudo, quando o Filtek Z250 (partículas com 0,19- 3,3 µm) obteve valores estatisticamente inferiores ao Esthet X (partículas de < 1 µm). Dentre as resinas *Flow*, a quantidade de carga parece ter influenciado o calor que atingiu o par termoeletrico, pois o compósito Filtek Flow (47% de carga em volume) foi estatisticamente inferior ao Natural Flow (43% de carga em volume).

Dentro das limitações deste trabalho, os resultados parecem indicar que o calor que atingiu a câmara pulpar seriam toleráveis para a polpa dental, considerando seriam necessários aumentos acima de 5,5°C para que ocorressem alterações pulpares em dentes de macaco¹⁰, temperatura não observada neste estudo.

CONCLUSÕES

Com base nos resultados analisados e discutidos foi possível concluir que:

- 1- não houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura no mesmo compósito com diferentes cores.
- 2- houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura em diferentes compósitos nas mesmas cores.

REFERÊNCIAS

1. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105(2):97-116
2. Moszner N & Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* 2001;26(4):535-76.
3. Anusavice K. *Philip's Science of Dental Materials*. 11th ed. St. Louis: Elsevier; 2003.
4. Guggenberger R & Weinmann W. Exploring beyond methacrylates *Am J Dent* 2000;13(especial issue):82D-84D.
5. 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):586-91
6. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend* 1999;20(25):S4-S15.
7. Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Prog Polym Sci* 2001;26(4):605-65.
8. Uhl A, Mills RW & Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomater* 2003;24(10):1809-20.
9. 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.
10. Zach L & Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19(4):515-30.
11. McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater* 1985;1(6):231-4.
12. Shortall AC & Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehab* 1998;25(12):908-13.

13. 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.
14. 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.
15. 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.
16. Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of High-output light-curing units through dentin. Oper Dent. 2001; 26(5): 516-20.
17. Arakawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristic of light-cured composite resins. Dent Mater 1998;14:405-11.
18. Harrington E, Wilson HJ, Shortall AC. Light activated restorative materials: a method of determining effective radiation times. J Oral Rehab. 1996;23:210-8.
19. Schneider LFJ, Cavalcante LMA, Tango RN, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Pulp chamber temperature changes during resin composite photo-activation. Braz J Oral Sci 2005;4(12):685-8.
20. 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.