



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Sarina Mastrofrancisco

Orientador(a): Simonides Consani

Ano de Conclusão do Curso: 2007

TCC 398

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Simonides Consani".

Assinatura do(a) Orientador(a)

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada
M395e
Vol. Ex.
Tombo BC/

C.T. 787072

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

M395e Mastrofrancisco, Sarina.
Efeito da espessura da cerâmica e dos métodos de fotoativação na variação de temperatura de polimerização do cimento resinoso. / Sarina Mastrofrancisco. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.
20f. : il.

Orientador: Simonides Consani.
Monografia (Graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fotopolimerização. I. Consani, Simonides. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Sarina Mastrofrancisco

Efeito da espessura da cerâmica e dos
métodos de fotoativação na variação de
temperatura de polimerização do cimento
resinoso

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

Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

UNICAMP / FOP
BIBLIOTECA

Piracicaba
2007

Dedico este trabalho

Aos meus pais Marcio Aurélio e Silvana e irmã Paola, pela compreensão e carinho oferecidos em todos os momentos, sendo figuras importantes em minha vida pessoal;

A todos que me ajudaram na conclusão desta monografia, importante para a finalização da minha trajetória acadêmica.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Titular Simonides Consani, orientador desta monografia, pelo apoio no amadurecimento dos meus conhecimentos e conceitos que me levaram a conclusão deste trabalho;

Ao meu co-orientador Ricardo Danil Guirado, aluno de doutorado em Materiais Dentários, pela paciência e incentivo que tornaram possível a conclusão desta monografia;

Aos meus pais, que com muito carinho e apoio não mediram esforços para que eu chegasse até esta etapa cumprida e me direcionaram da melhor maneira para alcançar este objetivo;

À minha irmã, pelo incentivo, apoio
carinho e demonstração de amizade
constante;

Às minhas amigas Andressa, Juliana,
Marina, Milena, Priscila e Beatriz, pelo
convívio, apoio e amizade;

Ao meu namorado Pedro Henrique,
pelo incentivo e disposição em
colaborar e me ajudar na realização
da tradução dos artigos;

A todos os professores, alunos e
funcionários que indiretamente
contribuíram para a realização desta
monografia;

A todos os colegas de turma, pelos agradáveis momentos vividos e pelo elo de amizade formado.

SUMÁRIO

	p.
Lista de Tabelas	1
Lista de Abreviaturas e Siglas	2
RESUMO	3
INTRODUÇÃO	4
DESENVOLVIMENTO	6
CONCLUSÕES	11
REFERÊNCIAS	12
ANEXOS	14

LISTAS DE TABELAS

p.

Tabela 1: Média dos valores de aumento de temperatura	8
---	---

LISTA DE PALAVRAS E ABREVIATURAS EM LATIM

et al. = e outros (abreviatura de “et alii”)

°C = graus Celsius

QTH = fonte de luz halógena contínua

PAC = fonte de luz emitida por arco de plasma de xenônio

LED = fonte de luz emitida por diodo

RESUMO

O objetivo do estudo foi determinar o efeito da espessura da cerâmica (0,7; 1,4 e 2,0mm) e dos métodos de fotoativação na variação da temperatura de polimerização do cimento resinoso, usando diferentes fontes de luz. Para o estudo foram utilizados a cerâmica à base de leucita IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent) e o cimento resinoso Rely X (3M/ESPE). A variação de temperatura foi registrada com termopar tipo-K conectado ao termômetro digital Iopetherm 46 (IOPE) com precisão de 0,1°C. Uma base em resina acrílica polimerizada quimicamente foi construída para servir de guia do termopar e de suporte para o disco de dentina de 1,0mm de espessura, obtido de dente bovino, com a função de simular a dentina remanescente de preparos de cavidade. Sobre a dentina foi adaptada uma matriz de papel Contact preto com perfuração de 1cm² de área (6mm de diâmetro por 0,1mm de espessura), com a finalidade de conter o cimento resinoso e apoiar os discos de cerâmica nas diferentes espessuras. Para fotoativação do material foram utilizadas três fontes de luz: halógena (XL 2500, 3M/ESPE), diodo (Ultra-Lume, Ultradent) e arco de plasma de xenônio (Apollo 95E, DMC), gerando 9 grupos experimentais (n=10). Os valores da variação de temperatura foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Para todas as espessuras, a média do aumento de temperatura promovido pela QTH (2,97°C com 0,7mm; 1,94°C com 1,4mm; e 2,16°C com 2mm) foi estatisticamente maior que as apresentadas pelo LED (2,08°C com 0,7mm; 1,49°C com 1,4mm; e 1,41°C com 2mm) e PAC (1,85°C com 0,7mm; 1,22°C com 1,4mm; e 0,96°C com 2mm). A associação menor espessura da cerâmica e fotoativação pelo QTH apresentou maior valor de aumento de temperatura.

INTRODUÇÃO

Durante os últimos anos, tem aumentado a demanda de pacientes por tratamentos com restaurações caracterizadas. Em muitos casos, a cimentação de peças cerâmicas com cimentos resinosos de dupla ativação é a escolha para se obter estética e também para minimizar a desvantagem da contração de polimerização dos compósitos (Usumez & Ozturk, 2004).

Polimerização de cimentos resinosos pela luz resulta no aumento de temperatura causada pela reação exotérmica do material e pelo calor oriundo da luz dos fotoativadores (Smail, 1988). Alguns cimentos fotoativados por luz quando associados com algumas unidades fotoativadoras podem promover aumentos de temperaturas superiores a 12°C (Smail, 1988).

A fotoativação por luz visível abrange a região azul do espectro eletromagnético. Considerada o fotoiniciador mais utilizado na formulação das resinas compostas, sistemas adesivos ou cimentos resinosos, a canforoquinona apresenta espectro de absorção entre 400 e 500nm, sendo que o comprimento de onda da luz mais eficiente para polimerização desses materiais estaria entre 468 – 470nm (Nomoto, 1997). Os aparelhos com luz visível emitida por lâmpada halógena são os mais empregados, onde a luz branca ao passar por um filtro seleciona a luz azul do espectro eletromagnético que incide sobre a resina composta (Kurachi, 2001).

Segundo Uhl *et al.* (2003), a principal irradiação produzida por essas lâmpadas é o espectro infravermelho, o qual é absorvido pelo compósito resultando em grande vibração molecular e geração de calor. A luz ao passar pelos filtros termo-absorventes reduz a passagem da energia infravermelha para o dente (Rueggeberg, 1999). No entanto, a eficiência destes 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 (Uhl *et al.*, 2003). Emitindo comprimento de onda de 455 a 486nm se relaciona com a taxa de absorção do espectro da canforoquinona (Parr & Rueggeberg,

2002). Para aumentar a velocidade de polimerização dos compósitos foi desenvolvido o arco de plasma, com alta intensidade de luz e aumentos de temperatura inaceitáveis ao tecido pulpar (Hansen & Asmussen, 1993; Hannig & Bott, 1999; Loney & Price, 2001).

O experimento *in vivo* de Zach & Cohen (1965), no qual dentes de macaco Rhesus foram submetidos a diferentes aumentos de temperatura, mostrou que alterações pulpares irreversíveis podem ser geradas pela 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 também pode contribuir para aumentar a temperatura dentro da câmara pulpar, causando danos à polpa (McCabe, 1985; Lloyd *et al.*, 1986; Masutani *et al.*, 1988).

Diante dessas considerações, seria interessante verificar o efeito da associação espessura da cerâmica e métodos de fotoativação do cimento resinoso, utilizando diferentes fontes de fotoativações. A hipótese do trabalho seria que as variações térmicas ocorridas na polimerização do cimento resinoso estariam na dependência da interação tipo de fotoativador-espessura da cerâmica.

DESENVOLVIMENTO

PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi verificar a variação da temperatura de polimerização ocorrida durante a fotoativação do cimento resinoso Rely X, sob efeito de diferentes espessuras de cerâmica (0,7, 1,4 e 2,0mm), utilizando fontes de luz halógena contínua (QTH), emitida por diodo (LED) e pelo arco de plasma de xenônio (PAC).

MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo foram utilizados cimento resinoso Rely X (3M/ESPE) e discos de cerâmica IPS Emprees Esthetic (Ivoclar Vivadent), com 0,7; 1,4 e 2,0mm de espessuras por 0,8mm de diâmetro.

Como energia para fotoativação foram utilizadas três fontes de luz: halógena (XL 2500, 3M/ESPE), emitida por diodo (Ultra-Lume, Ultradent) e pelo arco de plasma de xenônio (Apollo 95E, DMC). A intensidade de luz foi mensurada por radiômetro Model 100 Curing Radiometer (Demetron Research Corporation).

O aumento da temperatura foi registrado por meio de um termopar tipo-K conectado ao 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 como guia do termopar e como suporte para um disco de dentina de 1,0mm de espessura, obtido por desgaste de dente bovino. O disco foi utilizado para simular a espessura da dentina remanescente da parede axial ou pulpar de um preparo de cavidade. Sobre a dentina foi adaptada uma matriz de papel adesivo preto (Contact) com perfuração de 6mm de diâmetro por 0,1mm de espessura, com a finalidade de conter o cimento resinoso e apoiar os discos de cerâmica nas diferentes espessuras. Após a inserção do cimento resinoso na matriz, o disco de cerâmica foi adaptado sobre o conjunto. Uma tira de poliéster foi colocada

entre a dentina e o cimento resinoso e outra entre o cimento resinoso e o disco de cerâmica. A fotoativação foi feita com a ponteira do aparelho fotoativador encostada sobre a cerâmica. O tempo de fotoativação foi de 40 segundos para as fontes de luz halógena contínua e luz emitida por diodo (LED) e de 10 segundos para a fonte de luz emitida pelo arco de plasma de xenônio (PAC), de acordo com o trabalho de Usumez & Ozturk (2004). Foram estabelecidos 9 grupos (n=10) conforme a interação: 3 espessuras de cerâmica, 1 cimento resinoso e 3 métodos de fotoativação.

Todas as mensurações foram realizadas em ambiente com temperatura de $20 \pm 1^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa de $50 \pm 10\%$ (ISSO 4049, 2000). Após a estabilização da temperatura do conjunto (aferida por meio do termopar) foram realizados os procedimentos de fotoativação do cimento resinoso. O maior valor do aumento de temperatura registrado pelo termômetro digital foi considerado como o pico térmico da reação. A diferença entre o pico térmico da reação e o valor da temperatura inicial foi considerada a variação da temperatura ocorrida no procedimento de fotoativação.

Os valores obtidos foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey em nível de 5% de significância.

RESULTADOS

A Tabela 1 mostra que em todas as espessuras de cerâmica (0,7; 1,4; e 2,0mm) houve diferença estatística significativa nos valores de aumento temperatura entre as fontes de luz, com maior valor médio para a fonte de luz QTH. Com exceção da espessura de 2,0mm, as fontes LED e PAC não diferiram estatisticamente nas espessuras de cerâmica 0,7 e 1,4mm. Para todas as fontes de fotoativação, a espessura de 0,7mm apresentou valores superiores às demais espessuras que não diferiram entre si.

Tabela 1 – Médias dos valores de aumento da temperatura (°C).

Espessura de Cerâmica	Fonte de luz		
	QTH	LED	PAC
0,7mm	2,97 (0,27) a A	2,08 (0,35) b A	1,85 (0,23) b A
1,4mm	1,94(0,34) a B	1,49 (0,28) b B	1,22 (0,27) b B
2,0mm	2,16 (0,36) a B	1,41 (0,15) b B	0,96 (0,06) c B

Médias seguidas por letras distintas maiúsculas em cada coluna e minúsculas em linha diferem estatisticamente pelo teste Tukey, em nível de 5% de significância.

DISCUSSÃO

A maior demanda por restaurações estéticas tem feito com que os compósitos e cerâmicas sejam mais utilizados em detrimento do amálgama. Para a fixação destas restaurações ao substrato dental, o material de escolha é o cimento resinoso. Este material apresenta como vantagens a união aos substratos, baixa solubilidade, facilidade de manipulação e boa estética. A aplicação desses cimentos pode ainda resultar em maior valor de resistência à fratura por fadiga de coroas ceramo-cerâmicas comparados aos cimentos de ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco (Groten & Probst, 1997). Calor externo aplicado ao dente pode aumentar a temperatura da polpa, resultando em danos considerados irreversíveis (Lisanti & Zander, 1952 e 1958; Zach & Cohen, 1965). O trauma térmico pode ser induzido pelo preparo da cavidade, reação exotérmica da presa dos cimentos, dos materiais restauradores ou do calor gerado pelos aparelhos fotoativadores (Uhl *et al.*, 2003; Shortall & Harrington, 1998).

O aumento da temperatura causado pela fotoativação seria resultante da densidade de energia emitida pelos aparelhos fotoativadores (Rueggeberg, 1999). O aparelho fotoativador convencional de luz halógena (XL 2500, 3M/ESPE) utilizado neste estudo tem capacidade operacional de 16 J/cm² considerando que a intensidade de luz é de 800mW/cm² e o tempo de aplicação de 20 segundos ($J = \text{intensidade} \times \text{tempo de aplicação} / 1000$). Nas mesmas condições, a capacidade operacional do LED (Ultra-Lume, Ultradent) é de 14 J/cm² (700mW/cm² por 20 segundos) e do PAC (Apollo 95E, DMD) 14 J/cm² (1400mW/cm² por 10 segundos).

A hipótese deste trabalho *in vitro* que as variações térmicas ocorridas na polimerização do cimento resinoso estariam na dependência da interação tipo de fotoativador-espessura da cerâmica foi comprovada parcialmente.

Assim, observando a Tabela 1 verifica-se que o aumento de temperatura produzido pelo QTH foi superior e estatisticamente significativo quando comparado com os demais aparelhos fotoativadores, em todas as espessuras de cerâmica (0,7; 1,4 e 2mm). Este fato ocorreu provavelmente pela maior densidade de energia irradiada pelo QTH. Os dispositivos LED e PAC não diferiram estatisticamente entre si nas espessuras de 0,7 e 1,4mm, talvez devida à similaridade da densidade de energia. A exceção ficou para os maiores valores de aumento de temperatura com o LED em relação ao PAC na espessura de 2,0mm de cerâmica, talvez pelo PAC apresentar grande intensidade de luz (1400mW/cm²) num tempo muito rápido (10 segundos) e não suficiente para atravessar uma espessura maior de cerâmica (2,0mm), num material com pouca condutibilidade térmica.

Ao passar através da cerâmica, a luz é absorvida e refletida perdendo intensidade. A atenuação da luz ao passar através de facetas de cerâmicas durante a polimerização do cimento resinoso foi observada por Hasegawa *et al.* (1991). Estudo anterior desenvolvido por Brodbelt *et al.* (1980) mostrou que somente 26,8% da luz emitida pelo aparelho fotoativador passava através da faceta de cerâmica com 1mm de espessura. No presente estudo, a espessura de cerâmica de 0,7mm apresentou valor superior de aumento de temperatura para todos os fotoativadores, quando comparado com as demais espessuras (1,4 e 2mm), talvez pela menor atenuação da passagem da luz.

Os resultados deste estudo parecem indicar que dentre as variáveis estudadas, a associação maior densidade de energia-menor espessura de cerâmica estaria correlacionada com os maiores valores de aumento de temperatura.

CONCLUSÕES

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

- 1- O aparelho fotoativador QTH produziu maior aumento de temperatura quando comparado com os LED e PAC em todas as espessuras de cerâmica.
- 2- A espessura de cerâmica de 0,7mm apresentou valor superior de aumento de temperatura quando comparada com as demais espessuras (1,4 e 2,0mm)

REFERÊNCIAS

1. Usumez A, Ozturk N. Temperature increase during resin cement polymerization under a ceramic restoration: Effect of type of curing unit. *Int J Prosthodont*. 2004; 17:200-2004.
2. Smail SRJ, Patterson CJW, McLundie AC, Strang R. In vitro temperature rise during visible light curing of a lining material and a posterior composite. *J Oral Rehabil* 1988; 15:361-366.
3. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins *Dent Mater*. 1997; 16: 60-73.
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: 309-15.
5. Uhl A, Mills RW & Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomater* 2003; 24:1809-20.
6. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend* 1999; 20:S4-S15.
7. Parr GR & Rueggeberg FA. Spectral analysis of commercial LED dental curing lights. *J Dent Res* 2002; 81(Special Issue) Abstract #507:88.
8. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res*. 1993; 101: 176-9.
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.
10. Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of High-output light-curing units through dentin. *Oper Dent*. 2001; 26(5): 516-20.
11. Zach L & Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19:515-30.
12. McCabe JF, Wilson HJ. The use of differential scanning calorimetry for the evaluation of dental materials. *J Oral Rehabil*. 1980; 7: 103-10.
13. McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater* 1985; 1: 231-4.

14. Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater.* 1986; 2: 170-4.
15. Masutani S, Setcos JC, Schinell RJ, Philips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins *Dent Mater.* 1988; 4: 174-8.
16. Groten M, Probst L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997; 10: 169-77.
17. 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; 31:548-558.
18. Shortall AC & Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehab* 1998; 25:908-913.
19. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1991; 66:187-192.
20. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 1980; 59:70-75.

ANEXOS

Tabela 1 – Médias dos valores de aumento da temperatura (°C).

Espessura de Cerâmica	Fonte de luz		
	QTH	LED	PAC
0,7mm	2,97 (0,27) a A	2,08 (0,35) b A	1,85 (0,23) b A
1,4mm	1,94(0,34) a B	1,49 (0,28) b B	1,22 (0,27) b B
2,0mm	2,16 (0,36) a B	1,41 (0,15) b B	0,96 (0,06) c B

Médias seguidas por letras distintas maiúsculas em cada coluna e minúsculas em linha diferem estatisticamente pelo teste Tukey, em nível de 5% de significância.