



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Aline Simprini de Souza

Orientador(a): Dr. Simonides Consani

Ano de Conclusão do Curso: 2007

TCC 356



Aline Simprini de Souza

**EFEITO DA ESPESSURA DA DENTINA E DO
COMPÓSITO NA GERAÇÃO DE CALOR DURANTE A
FOTOATIVÇÃO**

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

Orientador: Prof. Simonides Consani

**UNICAMP / FOP
BIBLIOTECA**

Piracicaba
(2007)

idade FOP/UNICAMP
Chamada
So89e
.....
I. Ex.
mbo BC/

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

So89e Souza, Aline Simprini de.
Efeito da espessura da dentina e do compósito na
geração de calor durante a fotoativação. / Aline Simprini de
Souza. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.
21f. : il.

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

1. Temperatura. 2. Resinas compostas. 3. Materiais
dentários. I. Consani, Simonides. II. Universidade Estadual
de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III.
Título.

(mg/fop)

Dedico este trabalho a todos que me ajudaram, aos que torceram e acima de tudo aos que acreditaram no sucesso do mesmo.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Simonides Consani, pela habilidade com que orientou nosso trabalho.

Ao Co-Orientador Ricardo Danil Guiraldo, que com muita paciência, colaboração e apoio, ajudou para que o trabalho fosse concluído.

A minha família e amigos que torcem por mim e acreditam na minha capacidade.

Obrigada pela força e dedicação de todos vocês.

LISTA DE TABELAS

	Página
Figura 1- Dispositivo utilizado para verificar a temperatura durante a fotoativação.....	8
Tabela 1- Médias da temperatura para os compósitos restauradores Filtek Z250 e Z100.....	10
Tabela 2- Médias da temperatura (°C) para as espessuras de dentina e de compósito.....	11
restaurador Filtek Z250	
Tabela 3- Médias da temperatura (°C) para as espessuras de dentina e compósito Z100.....	12

LISTA DE PALAVRAS E ABREVIATURAS EM LATIM

Et al.= e outros (abreviatura de "et alii")

ISO= International Organization for Standardization (Organização Internacional de Normalização)

SUMÁRIO

Página

Lista de Tabelas e Figuras.....	1
Lista de Palavras e Abreviações em Latim.....	2
RESUMO.....	4
INTRODUÇÃO.....	5
DESENVOLVIMENTO.....	7
RESULTADOS.....	10
DISCUSSÃO.....	13
CONCLUSÕES.....	15
REFERÊNCIAS.....	16

RESUMO

O objetivo deste estudo foi determinar o efeito da espessura da dentina e do compósito restaurador na produção de calor durante a fotoativação. Foram utilizados os compósitos restauradores Filtek Z250 (3M/ESPE) e Z100 (3M/ESPE), ambos na cor A3. O aumento de temperatura foi registrado 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 como guia do termopar e como suporte dos discos de dentina com espessuras de 0,5, 1,0 e 1,5mm, obtidos de dentes bovinos simulando a dentina remanescente de preparos cavitários. Sobre a base de resina acrílica foram adaptadas matrizes de 1,0 ou 2,0mm confeccionadas com silicone por adição. Para fotoativação foi utilizada fonte de luz produzida por lâmpada halógena emitida pelo aparelho XL 2500 (3M/ESPE), com tempo de fotoativação de 20 segundos para o compósito Filtek Z250 e de 40 segundos para o Z100. Para cada grupo foram confeccionadas dez amostras (n=10). Os resultados em graus Celsius para Z250 (0,5mm de dentina: 1mm de resina = 3,87 e 2mm de resina = 1,97; 1mm de dentina: 1mm de resina = 2,56 e 2mm de resina = 1,34; 1,5mm de dentina: 1mm de resina = 1,81 e 2mm de resina = 1,26) e Z100 (0,5mm de dentina: 1mm de resina = 5,01 e 2mm de resina = 2,95; 1mm de dentina: 1mm de resina = 4,24 e 2mm de resina = 2,10; 1,5mm de dentina: 1mm de resina = 2,85 e 2mm de resina = 1,97) foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). O aumento da espessura de dentina e da camada de compósito diminuiu a

temperatura registrada pelo termopar. A temperatura de polimerização do Z100 foi maior que do Z250 em todos os procedimentos.

INTRODUÇÃO

O compósito odontológico pode ser definido como uma combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes com uma interface distinta separando os componentes (Phillips, 1973). Basicamente são compostos por uma matriz orgânica, partículas de carga (vidros, quartzo e/ou sílica fundida) e um 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 (Peutzfeldt, 1997; Anusavice, 1998). A matriz resinosa é um componente fluido que quando polimerizada torna-se rígida, devido à formação de radicais livres que acabam induzindo uniões covalentes entre as moléculas orgânicas, gerando macromoléculas denominadas polímeros (Guggenberger & Weinmann, 2000). Para a formação destes radicais livres é necessário que um sistema ativador-iniciador gere energia suficiente para quebrar a molécula do peróxido de benzoíla e formar radicais livres (Peutzfeldt, 1997; Knezevic et al., 2001).

A fotoativação por luz visível abrange a região azul do espectro eletromagnético para excitar a canforoquinona (fotoiniciador mais utilizado na composição das resinas compostas) que possui espectro de absorção no intervalo entre 400 e 500nm, sendo que o comprimento de onda mais eficiente para a

polimerização seria 468 – 470nm (Nomoto, 1997), a qual em conjunto com uma amina terciária induz à quebra da molécula do peróxido de benzoíla (Rueggeberg, 1999), seguindo-se então a reação de polimerização por adição. Dentre as unidades fotoativadoras disponíveis no mercado, as mais tradicionais são as que utilizam lâmpadas halógenas como fonte de luz.

Contudo, a principal irradiação produzida por essas lâmpadas é o espectro infravermelho, o qual é absorvido pelo compósito e resulta em grande vibração molecular e geração de calor (Uhl *et al.*, 2003). Assim, fontes de luz que utilizam lâmpadas halógenas como necessitam de filtros termo-absorventes que reduzem 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 na produção de calor.

Dano pulpar pode ser gerado quando uma fonte de calor externo é aplicada sobre a estrutura dental, pois o aumento da temperatura dentro da câmara pulpar pode resultar em lesões inflamatórias irreversíveis aos tecidos pulpares (Lisanti & Zander, 1952; 1958; Zach & Cohen, 1965).

Aumento da intensidade da luz pode acarretar aumento da temperatura durante a polimerização, devido a maior energia de radiação fornecida pela unidade fotoativadora (Hansen & Asmussen, 1993). A polimerização de compósitos fotoativados por luz visível gera aumento da temperatura tanto pelo processo de reação exotérmica (que sempre ocorre no processo de polimerização por adição) quanto pela energia absorvida durante a irradiação pela fonte de luz fotoativadora (McCabe, 1985; Shortall & Harrington, 1998). Por essa razão, quando a espessura da dentina residual for mínima nas cavidades sem forramento

e a intensidade de ativação alta, o tempo de irradiação para fotoativação deve ser mínimo (Shortall & Harrington, 1998).

Diante dessas considerações, seria interessante verificar o efeito da espessura da dentina e de compósitos odontológicos na produção do calor gerado durante a fotoativação.

O objetivo deste estudo foi verificar o efeito da espessura da dentina (0,5, 1,0 ou 1,5mm) e de compósitos odontológicos (1,0 ou 2,0mm) na produção de calor gerado durante a fotoativação das resinas compostas Filtek Z250 e Z100.

DESENVOLVIMENTO

Para este estudo foram utilizados os compósitos restauradores Filtek Z250 (3M/ESPE) e Z100 (3M/ESPE), ambos na cor A3.

Como energia de fotoativação foi utilizada fonte de luz produzida por lâmpada halógena emitida pelo aparelho XL 2500 (3M/ESPE). A intensidade de luz foi mensurada por radiômetro Model 100 Curing Radiometer (Demetron Research Corporation, USA).

O aumento da temperatura foi registrado por meio do 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 os discos de dentina com espessuras de 0,5, 1,0 ou 1,5mm obtidos por meio de desgastes de dentes bovinos (Schneider *et al.*, 2005). Os discos foram utilizados

para simular diferentes espessuras da dentina remanescente de preparos cavitários. Sobre a base de resina acrílica foram adaptadas matrizes confeccionadas com silicone por condensação, sendo uma com 1mm de altura e outra com 2mm, ambas com 3mm de diâmetro, padronizando o volume da resina composta a ser polimerizada em cada matriz (Figura 1).

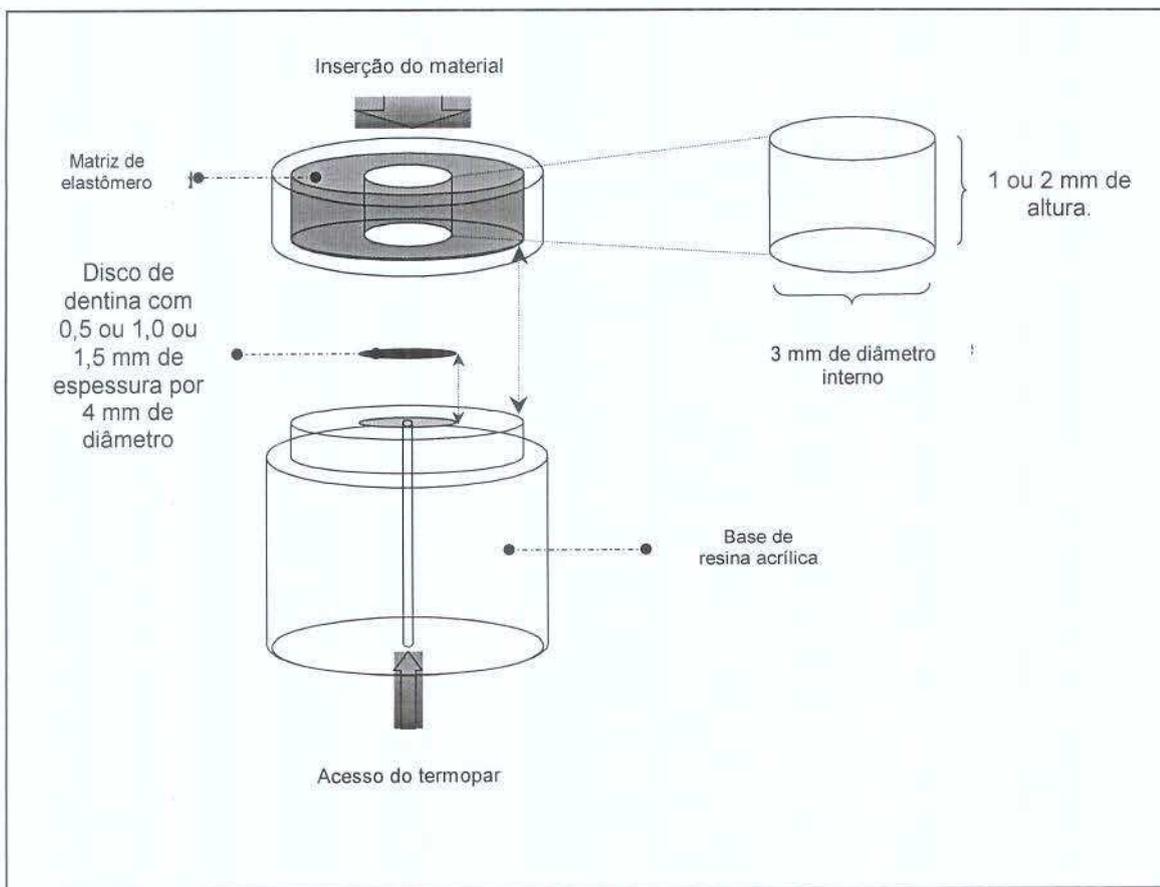


Figura 1 - Dispositivo utilizado para verificar a temperatura durante a fotoativação.

Após a inserção do compósito restaurador, tanto o compósito como a matriz de silicone foram recobertos com uma tira de poliéster e fotoativados com a ponteira do aparelho fotoativador encostada sobre o conjunto. O tempo de

fotoativação foi de 20 segundos para o compósito Filtek Z250 e 40 segundos para o compósito Z100, estabelecendo 12 grupos (n=10):

Grupo I - amostra com 1,0mm de espessura de compósito Filtek Z250 e 0,5mm de espessura de dentina; Grupo II - amostra com 1,0mm de espessura de compósito Filtek Z250 e 1,0mm de espessura de dentina; Grupo III - amostra com 1,0mm de espessura de compósito Filtek Z250 e 1,5mm de espessura de dentina; Grupo IV - amostra com 2,0mm de espessura de compósito Filtek Z250 e 0,5mm de espessura de dentina; Grupo V - amostra com 2,0mm de espessura de compósito Filtek Z250 e 1,0mm de espessura de dentina; Grupo VI - amostra com 2,0mm de espessura de compósito Filtek Z250 e 1,5mm de espessura de dentina; Grupo VII - amostra com 1,0mm de espessura de compósito Z100 e 0,5mm de espessura de dentina; Grupo VIII - amostra com 1,0mm de espessura de compósito Z100 e 1,0mm de espessura de dentina; Grupo IX - amostra com 1,0mm de espessura de compósito Z100 e 1,5mm de espessura de dentina; Grupo X - amostra com 2,0mm de espessura de compósito Z100 e 0,5mm de espessura de dentina; Grupo XI - amostra com 2,0mm de espessura de compósito Z100 e 1,0mm de espessura de dentina; e Grupo XII - amostra com 2,0mm de espessura de compósito Z100 e 1,5mm de espessura de dentina.

Todas as mensurações foram realizadas em ambiente com temperatura de $20 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa de $50 \pm 10\%$ (ISO 4049, 2000). Após a estabilização da temperatura do conjunto aferida por meio do termopar, foram realizados os procedimentos de fotoativação e o maior valor registrado pelo termômetro digital foi considerado como pico térmico da reação. A seguir, o valor da temperatura

inicial foi subtraído deste, obtendo-se, assim, a variação de temperatura ocorrida no procedimento.

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

RESULTADOS

A Tabela 1 mostra que houve diferença estatística entre as médias dos aumentos de temperatura entre os compósitos Z250 e Z100.

Tabela 1 - Médias da temperatura para os compósitos restauradores Filtek Z250 e Z100.

Compósito restaurador	Valores médios do aumento da temperatura (°C)
Z 100	3,18 (1,12) a
Filtek Z250	2,13 (0,92) b

Médias seguidas por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente pelo teste de Tukey, em nível de 5% de significância.

A Tabela 2 mostra que no compósito com 1mm de espessura houve diferença estatística significativa nos valores de temperatura entre as espessuras de dentina. No compósito com 2mm de espessura, somente a dentina com 0,5mm de espessura mostrou resultados com diferença estatisticamente significativa quando comparada com as demais espessuras de dentina, que não mostraram diferenças entre si. Em todas as espessuras de dentina, a espessura de 1mm de compósito apresentou valores de temperatura superiores estatisticamente ao de 2mm de espessura.

Tabela 2 - Médias da temperatura (°C) para as espessuras de dentina e de compósito restaurador Filtek Z250.

Compósito restaurador	Espessura da dentina	Espessura do compósito	
		1mm	2mm
Filtek Z250	0,5mm	3,87 (0,38) a,A	1,97 (0,20) a,B
	1,0mm	2,56 (0,39) b,A	1,34 (0,17) b,B
	1,5mm	1,81 (0,15) c,A	1,26 (0,09) b,B

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

De acordo com a Tabela 3, a espessura 1mm de compósito diferiu estatisticamente das demais espessuras de dentina. No compósito com 2mm de espessura, somente a dentina com 0,5mm de espessura mostrou resultados com diferença estatisticamente significativa quando comparada com as demais espessuras de dentina, que não mostraram diferenças entre si. Em todas as espessuras de dentina, a espessura de 1mm de compósito apresentou valores de temperatura superiores estatisticamente ao de 2mm de espessura.

Tabela 3 - Médias da temperatura (°C) para as espessuras de dentina e compósito restaurador Z100.

Compósito restaurador	Espessura da dentina	Espessura do compósito	
		1mm	2mm
Z100	0,5mm	5,01 (0,19) a,A	2,95 (0,30) a,B
	1,0mm	4,24 (0,12) b,A	2,10 (0,21) b,B
	1,5mm	2,85 (0,19) c,A	1,97 (0,18) b,B

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

DISCUSSÃO

O calor externo aplicado ao dente pode aumentar a temperatura pulpar resultando em danos irreversíveis (Lisanti & Zander, 1952; 1958; Zach & Cohen, 1965). Este trauma pode ser induzido pelo preparo cavitário, reação exotérmica de cimentos, materiais restauradores ou calor gerado por aparelhos fotoativadores (Uhl *et al.*, 2003; Shortall & Harrington, 1998). 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 polpa (McCabe, 1985; Masutani *et al.*, 1988).

A reação é exotérmica está diretamente relacionada com a quantidade de carga inorgânica contida no compósito. Desse modo, quanto menor a quantidade de carga, maior será a quantidade de matriz orgânica e conseqüente reação exotérmica de polimerização (Lloyd & Brown, 1986). Este fato não foi observado neste estudo, quando o Filtek Z250, com 60% de carga em volume, obteve valores estatisticamente inferiores ao Z100, com 71% de carga em volume (Tabela 1), o que parece confirmar que o processo exotérmico da polimerização é um fator secundário no aumento da temperatura no processo (Lloyd *et al.*, 2001).

Como foi utilizado o mesmo aparelho fotoativador e a mesma matriz para confecção dos corpos-de-prova (volume similar de material), a diferença no tempo de exposição parece ser o principal responsável pela geração de calor (40 segundos para Z100 e 20 segundos para o Filtek Z250, conforme recomendação do fabricante). Nessa situação, os resultados sugerem que o fator preponderante

para o aumento da temperatura tenha sido do calor produzido pelo próprio aparelho fotoativador.

O calor que atinge a polpa pode ser minimizado pela espessura da dentina (Goodis *et al.*, 1989). Espessuras maiores de dentina reduzem a temperatura porque a dentina tem baixa condutibilidade térmica (Loney & Price, 2001). Essa situação também foi observada neste estudo, quando espessuras menores de dentina remanescente mostraram valores maiores de temperatura, com diferenças estatisticamente significativas tanto para o Filtek Z250 (Tabela 2) como para o Z100 (Tabela 3), com exceção das espessuras de 1,0 e 1,5mm, com 2mm de compósito, para ambas as resinas compostas. Essa exceção sugere que o calor resultante possa ser atenuado pela maior espessura do compósito. A luz passando através do compósito que se polimeriza é absorvida e refletida perdendo intensidade (Rueggberg *et al.*, 1994; Knezevic *et al.*, 2001), o que pode gerar aumentos similares de temperatura. Desta mesma forma, para ambos compósitos Filtek Z250 (Tabela 2) e Z100 (Tabela 3) e para todas espessuras de dentina (0,5, 1,0 e 1,5mm) a espessura de resina composta com 1mm de espessura sempre resultou em aumentos de temperatura superiores estatisticamente à espessura de 2mm. O calor registrado pela cavidade vazia irradiada sempre era superior ao da polimerização de um incremento de compósito com 2mm de espessura, devido à capacidade atenuante do material ultrapassar o efeito exotérmico da polimerização (Shortall & Harrington, 1998).

Dentro das limitações deste trabalho, os resultados parecem indicar que o calor produzido na polimerização de compósitos está dentro do tolerável para a

saúde da polpa dental, onde seria necessário aumento acima de 5,5°C para que ocorressem alterações pulparem em dentes de macaco (Zach & Cohen, 1965), mesmo considerando a condição extrema observada no Z100, com 0,5 mm de espessura de dentina e 1,0mm de espessura de material.

CONCLUSÕES

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

- 1- O compósito Z100 apresentou valores de temperatura estatisticamente superiores em relação ao compósito Filtek Z250.
- 2- Para ambos compósitos e para todas as espessuras de resina composta, as espessuras menores de dentina apresentaram valores estatisticamente superiores às maiores, com exceção das espessuras de 1,0 e 1,5mm com 2 mm de material.
- 3- Para ambos os compósitos e para todas espessura de dentina, a resina composta com 1mm de espessura apresentou valores estatisticamente superiores a de 2mm.

REFERÊNCIAS

- Anusavice K. Philip's Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis: Elsevier; 2003.
- 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.
- Guggenberger R & Weinmann W. Exploring beyond methacrylates Am J Dent 2000;13 (especial issue):82D-84D.
- 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.
- Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G & Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. J Oral Rehab 2001;28(6):586-591.
- Lisanti VF, Zander HA. Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements to pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue. J Dent Res 1952;31(4):548-558.
- Lloyd CH, Brown EA. The heats of a reaction and temperature rises associated with the setting of bonding resins. J Oral Rehab. 1984;11:319-24.
- Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. Dent Mater. 1986; 2(4): 170-4.
- Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of High-output light-curing units through dentin. Oper Dent. 2001; 26(5): 516-20.

- McCabe JF. Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent Mater* 1985;1(6):231-234.
- 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.
- Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins *Dent Mater*. 1997; 16(1): 60-73.
- Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 7.ed. Philadelphia: Saunders; 1973. *Apud* Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2): 97-116.
- 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.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994; 19(1): 26-32.
- Shortall AC & Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehab* 1998;25(12):908-913.
- Uhl A, Mills RW & Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomater* 2003;24(10):1809-1820.
- Zach L & Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19(4):515-530.