



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Trabalho de Conclusão de Curso

Aluna: Maysa Penteado de Camargo Bataglia

Orientador: Simonides Consani

Ano de Conclusão do Curso: 2011



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



AVALIAÇÃO DA DUREZA DE COMPÓSITO À BASE DE SIORANO ATIVADO COM DIFERENTES MODULAÇÕES

Trabalho de conclusão de curso

Maysa Penteado de Camargo Bataglia

Piracicaba
2011



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Maysa Penteado de Camargo Bataglia

AVALIAÇÃO DA DUREZA DE COMPÓSITO À BASE DE SIORANO ATIVADO COM DIFERENTES MODULAÇÕES

Orientador: Prof. Dr. Simonides Consani

Piracicaba
2011

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

B31a

Bataglia, Maysa Penteado de Camargo, 1990-
Avaliação da dureza de compósito à base de
silorano ativado com diferentes modulações / Maysa
Penteado de Camargo Bataglia. -- Piracicaba, SP:
[s.n.], 2011.

Orientador: Simonides Consani.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) –
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de
Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. I. Consani, Simonides, 1939-
II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Dedico este trabalho a todos que,
direta ou Indiretamente,
colaboraram para esta realização.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu pai, Waldir, que foi sempre o primeiro a apoiar todas as minhas decisões e por toda colaboração para a minha formação. À minha mãe, Ana Maria, e minha irmã, Clarissa, também pelo apoio durante esses anos de Faculdade.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, por ser exemplo de profissional, pela atenção, orientação e colaboração para execução deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Ricardo Danil Guiraldo, pela tamanha contribuição ao trabalho, por toda dedicação e ensinamento.

Aos colegas de turma, em especial Milena Candido, Conrado Caetano e Igor Claes, pela fiel e eterna amizade que construímos.

RESUMO

Este estudo avaliou a influência de compósitos com diferentes matrizes orgânicas resinosas (metacrilato – Filtek Z350 XT e silorano – Filtek P90) na transmissão de luz (irradiância) através dos compósitos e na proporção de dureza base/topo (PDBT) com diferentes modulações de irradiância. A fonte de luz emitida por diodo (LED) New Blue Phase foi usada com diferentes modulações de irradiância (alta – AI, 1400 mW/cm² por 20 s; baixa – BI, 700 mW/cm² por 40 s; e soft-start– SSI, 140 mW/cm² por 5 s e 700 mW/cm² por 39 s). Vinte amostras (n=10) foram preparadas para cada compósito. A irradiância que passou através do compósito (IPAC) foi calculada com potenciômetro (Ophir 10A-V2-SH). O ensaio de dureza Knoop foi realizado 24 horas após foto-ativação das amostras, em durômetro com carga de 50 gf durante 15 s. Posteriormente, a PDBT da mesma amostra foi calculada (n=10). Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%) nos diferentes testes (IPAC, PDBT). A IPAC do compósito Filtek Z350 XT (AI – 576 mW/cm², BI – 238 mW/cm², SSI – 232 mW/cm²) não mostrou diferença estatística quando comparada ao compósito Filtek P90 (AI – 572 mW/cm², BI – 233 mW/cm², SSI – 230 mW/cm²) na mesma modulação. A PDBT do compósito Filtek Z350 XT (AI – 88.98%, BI – 90.94%, SSI – 89.92%) foi estatisticamente maior que do compósito Filtek P90 (AI – 77.29%, BI – 77.51%, SSI – 77.79%) na mesma modulação. A irradiância que passou através da amostra não foi influenciada pelos diferentes compósitos; entretanto, influenciaram na relação de dureza base/topo.

Palavras chave: fotoativação, compósitos odontológicos, fotoiniciador

ABSTRACT

This study investigated the influence of different dental composite organic matrix (methacrylate – Filtek Z350 XT and silorane – Filtek P90) on light energy transmission through the composite and bottom/top rate. A light-emitting diode (New Blue Phase) light-curing unit was used with different photo-activation protocols (high-continuous mode, low-continuous mode, soft-start mode). Twenty specimens were prepared for each composite. The light energy transmission through the composite was calculated (n=10). The bottom/top rate of the same specimen was calculated (n=10). The data were compared by Tukey's test in different tests. For all photo-activation protocols: the light energy transmission through of the Filtek Z350 XT composite did not show statistical difference when compared to Filtek P90 composite; the bottom/top rate of the Filtek Z350 XT composite was statistically higher than that of the Filtek P90 composite. The bottom/top rate of the composites was influenced by the different dental composites.

Keywords: Photo-activation, Dental resins and composite, Photo-initiator

SUMÁRIO

1. Introdução	pág. 8
2. Revisão da literatura.....	pág. 9
3. Proposição.....	pág. 11
4. Materiais e métodos.....	pág. 12
5. Resultados.....	pág. 14
6. Discussão.....	pág. 16
7. Conclusão.....	pág. 18
8. Referências	pág. 19

INTRODUÇÃO

Os primeiros compósitos fotoativados introduzidos no mercado eram ativados por luz ultravioleta, que oferecia riscos à visão, tanto do operador quanto do paciente e proporcionava propriedades físicas e mecânicas insatisfatórias (Peutzfeldt *et al.*, 2000). Como consequência, versões posteriores passaram a ser fotoativadas por luz visível.

O espectro emitido pela fonte de luz, a intensidade da luz emitida e o modo de fotoativação são fatores importantes quando associados à efetividade de fotoativação pelas fontes de luz (Rueggeberg, 1999). No entanto, esses métodos mostram apenas a intensidade total emitida pela fonte de luz e trazem informações limitadas sobre diferenças existentes no desempenho de diferentes fontes de luz. Desta forma, os resultados dos estudos ficam na dependência dos radiômetros utilizados. Diante disto, caso o compósito não receba quantidade suficiente de densidade de energia, o grau de conversão monomérica será baixo (Munksgaard *et al.*, 2000), resultando em possível aumento da citotoxicidade do material (Caughman *et al.*, 1991), desgaste e quebra de margens das restaurações (Ferracane *et al.*, 1997), assim como redução da dureza e no módulo de elasticidade (Harris *et al.*, 1999).

REVISÃO DA LITERATURA

As resinas compostas foram introduzidas no mercado odontológico nos anos 60, indicadas para restaurações em dentes anteriores (Bowen, 1963). A resina composta pode ser definida como a combinação tridimensional de pelo menos dois materiais quimicamente diferentes, com uma interface distinta que separa os componentes (Phillips, 1973). Comumente esse material é composto por matriz orgânica, carga inorgânica (vidros, quartzo e/ou sílica fundida) e agente de união (silano orgânico), com ação bifuncional para propiciar união química entre a carga e os monômeros da matriz orgânica. O monômero principal usado para formar a matriz orgânica é o Bis-GMA (bisfenol A-glicidil metacrilato), desenvolvido em 1956 (Bowen, 1962). O alto peso molecular e a alta viscosidade da molécula do Bis-GMA podem ser diminuídos com monômeros de baixo peso molecular, facilitando a incorporação de carga inorgânica (Bowen, 1963; Peutzfeldt, 1997). O monômero TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato) é o diluente mais utilizado (Lovell, 1999).

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). O LED emitindo comprimento de onda de 455 a 486 nm se relaciona com a taxa de absorção do espectro da canforoquinona. O LED é constituído de materiais semicondutores que determinam o tipo de luz emitida (Burguess *et al.*, 2002). Cada material semicondutor apresenta faixa de energia, que determinará o espectro de emissão da luz, caracterizando a cor emitida (Kurachi, *et al.*, 2001).

A conversão dos monômeros para polímeros nunca se completa, devido a grande quantidade de ligações cruzadas entre as cadeias poliméricas, fazendo com que as moléculas fiquem aprisionadas entre as cadeias poliméricas, impedindo que se convertam (Ferracane, 1994). A conversão total de monômeros para polímeros ao final da reação é considerada como grau de conversão, que pode ser avaliado indiretamente por meio da análise de dureza (Correr *et al.* 2005). Rueggeberg (1999) relata que somente 9% da intensidade de luz que incide sobre a superfície do compósito atinge a base em um incremento com 2 mm de espessura. Este fato poderia acarretar propriedades mecânicas indesejadas ao compósito na base da restauração. Numa restauração tipo classe II, a área de adesão substrato dental-resina composta seria na parede cervical da caixa proximal (mais profunda em

relação à fonte de luz), onde ocorreria falha que pode resultar em cáries recorrentes e até mesmo em lesão pulpar irreversível (Guiraldo *et al.*, 2008).

Além da correlação entre o espectro emitido pela fonte de luz e o espectro de absorção do fotoiniciador, o processo de fotoativação é dependente de outros fatores como, por exemplo, da irradiância (mW/cm^2) emitida pela fonte de luz e do tempo de exposição. Caso o compósito não receba quantidade suficiente de densidade de energia (irradiância), o grau de conversão monomérico será menor (Munksgaard *et al.*, 2000), resultando em possível aumento da citotoxicidade (Caughman *et al.*, 1991), desgaste e quebra de margens da restauração (Ferracane *et al.*, 1997), assim como redução da dureza e do módulo de elasticidade (Harris *et al.*, 1999).

Desde o desenvolvimento em 1956 (Bowen, 1962), o compósito odontológico tem o componente químico Bis-GMA (bisfenol A-glicidil metacrilato) como o principal monômero formador da matriz orgânica. Recentemente foi desenvolvido um compósito à base de silorano (Filtek Silorane), para o qual se alega menor taxa de contração de polimerização quando comparado com os compósitos convencionais.

PROPOSIÇÃO

O estudo teve como objetivo avaliar a influência de diferentes compósitos com matrizes orgânicas resinosas diferentes (metacrilato – Filtek Z350 XT e silorano – Filtek P90) na transmissão de luz (irradiância) através dos compósitos e proporção da dureza base/topo (PDBT) com diferentes modulações de irradiância.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo foram utilizados os compósitos restauradores Filtek Silorane (3M-ESPE) e Filtek Supreme XT (3M-ESPE), como controle na cor A2 (figura 1). A energia para fotoativação foi fornecida pela fonte de luz produzida por lâmpada emitida por diodo (LED) com o aparelho New Blue Phase (Ivoclar - Vivadent) (Figura 2) com diferentes modulações de luz (soft-start, baixa e alta irradiância).

A potência (mW) da fonte de luz do aparelho New Blue Phase foi mensurada pelo medidor de potência Ophir 10A-V2-SH (Ophir Optronics, Har – Hotzvim, P.O.B. 45021, Jerusalém 91450, Israel), acoplado ao microprocessador NOVA (Ophir Optronics, Har). Com estes dados foi possível determinar a irradiância por meio do cálculo: $Irradiância\ (mW/cm^2) = Potência\ (mW) / Área\ (cm^2)$. Os valores de irradiância foram: 140 mW/cm² por 5 s completando com 700 mW/cm² por 39 s para a modulação soft-start; 700 mW/cm² por 40 s para a modulação com baixa irradiância; e 1400 mW/cm² por 20 s para a modulação com alta irradiância.

As amostras foram confeccionadas numa matriz de elastômero, com uma abertura circular central, onde o compósito foi inserido em incremento único de 2 mm de espessura e diâmetro igual ao da ponta do aparelho fotoativador (0,8 mm). Os procedimentos de fotoativação foram realizados com a ponta do aparelho fotoativador encostado no conjunto matriz / compósito. Todas as amostras foram confeccionadas em ambiente com temperatura e umidade controladas (25°C ± 1°C e 50% ± 10% UR). Para cada modulação de luz e diferentes compósitos foram confeccionadas vinte amostras.

As amostras foram acopladas à ponta do aparelho fotoativador e a irradiância que passou através do compósito (IPAC) foi calculada com potenciômetro (Ophir 10A-V2-SH), conforme descrito anteriormente (Guiraldo *et al.*, 2009, 2010).

O ensaio de dureza Knoop foi realizado 24 horas após a fotoativação. As amostras num durômetro (HNV 2, Shimadzu, Tokyo, Japão), com carga de 50 gf durante 15 segundos. Os valores obtidos em micrometros foram transformados em valores de dureza Knoop (KHN) por meio de *software*. Para cada amostra foram realizadas três penetrações em sítios aleatórios no topo e na base. Posteriormente, a proporção da dureza base/topo (PDBT) da mesma amostra foi calculada (Guiraldo *et al.*, 2009; Guiraldo *et al.*, 2010).

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



Figura 1. Compósitos odontológicos restauradores



Figura 2. Fotoativador New Blue Phase

RESULTADOS

Conforme mostrado na Tabela 1, não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de irradiância entre os compósitos Filtek Z350 XT e Filtek P90 em todas as modulações de irradiância ($p=0.97$).

Tabela 1: Valores médios de irradiância que transpassaram os compósitos Filtek Z350 XT e Filtek P90.

Irradiância	Filtek Z 350 XT	Filtek P90
Alta	576 (12,0) A	572 (18,3) A
Baixa	238 (13,5) A	233 (14,7) A
Soft-start	232 (15,0) A	230 (10,5) A

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

A baixa irradiância proporcionou maiores e significativos valores para a dureza Knoop ($p=0,00062$) do que a irradiância soft-start (Tabela 2).

Tabela 2: Valores médios de Dureza Knoop (KHN).

Irradiância	Dureza Knoop (KHN)			
	Filtek Z350 XT		Filtek P90	
	Topo	Base	Topo	Base
Alta	88,09 (10,97) ab	78,44 (10,62) ab	84,23 (8,51) a	64,71 (2,96) ab
Baixa	93,91 (4,47) a	85,36 (4,38) a	87,75 (9,01) a	67,59 (4,76) a
Soft-start	84,08 (7,37) b	75,57 (7,11) b	75,22 (7,91) b	58,31 (5,41) b

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

A Tabela 3 mostra que a proporção da dureza base/topo ($p = 0,00001$) da resina composta Filtek P90 foi significativamente menor que a resina composta Filtek Z350 XT para todos os níveis de irradiância. Não houve significância estatística entre os diferentes níveis de irradiância.

Tabela 3: Proporção base/topo (%) dos compósitos Filtek Z350 XT e Filtek P90.

Irradiância	Proporção da dureza base/topo (%)	
	Filtek Z 350 XT	Filtek P90
Alta	88,98 (2,77) Aa	77,29 (6,45) Ba
Baixa	90,94 (13,42) Aa	77,51 (7,34) Ba
Soft-start	89,92 (4,35) Aa	77,79 (5,77) Ba

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

DISCUSSÃO

Os compósitos disponíveis comercialmente tinham como base comum a polimerização de radicais metacrilatos. O desenvolvimento das diferentes resinas compostas levou a melhorias notáveis em termos de resistência mecânica, resistência ao desgaste, estabilidade em ambiente bucal. Compósitos atuais apresentam boa resistência mecânica e também boa estética. Duas grandes propriedades dos compósitos odontológicos que ainda têm de ser melhorados são contração de polimerização e conseqüente tensão de polimerização. Ambos os parâmetros clínicos que contribuem para diferentes desafios, tais como redução da integridade marginal e sensibilidade pós-operatória. Imperfeita união das margens resulta na coloração marginal e eventualmente em cárie secundária e se constituem na mais importante razão para a substituição dos compósitos atuais (Weinmann *et al.*, 2005).

Durante o processo de fotoativação, a luz que passa através da resina é refletida, absorvida e espalhada (Santos *et al.*, 2008). Assim, a intensidade de luz é atenuada e o efeito ativador é reduzido com o aumento da profundidade (Watts *et al.*, 1984; Vargas *et al.*, 1998). Deste modo, a profundidade da polimerização depende da irradiância, tempo de exposição e outros vários fatores tais como composição do material (Atmadja & Bryant, 1990), cor do compósito (Tanoue *et al.*, 2001) e translucidez (Ferracane *et al.*, 1986). Um estudo prévio indicou que fatores tais como carga inorgânica, índice de refração da matriz polimérica e tipo de monômero podem influenciar na transmissão da luz através da resina composta (Emami *et al.*, 2005).

No presente estudo, a transmissão da energia de luz que transpassou os compósitos foram similares (Tabela 1), mesmo utilizando compósitos com diferentes cargas e matrizes.

Para a modulação *soft-start*, a ativação de alguns radicais livres durante o primeiro ciclo de foto-ativação ocorre e inicia a reação de polimerização. Imediatamente após o primeiro ciclo de polimerização, os espécimes são foto-ativados com irradiância superior ao primeiro ciclo de polimerização (Dall'Magro *et al.*, 2010). O grau de conversão das resinas compostas depende da densidade de energia fornecida durante a foto-ativação (Correr *et al.* 2005). A modulação *soft-start* no presente estudo forneceu 0,7 J/cm² no primeiro ciclo de polimerização e 23,3

J/cm² no segundo ciclo de polimerização. Esta quantidade de energia pode ter sido insuficiente para gerar quantidade adequada de radicais livres e de polimerizar adequadamente a resina composta durante o primeiro ciclo. Assim, a maioria da polimerização pode ter ocorrido no segundo ciclo de foto-ativação, que usou densidade de energia maior que a do primeiro ciclo de polimerização. No entanto, este segundo ciclo de polimerização não foi suficiente para o modo *soft-start* mostrar valores similares de dureza Knoop quando comparada com a modulação de baixa irradiância (Tabela 2).

Insuficiente polimerização da resina composta pode gerar grande número de problemas, tais como baixa estabilidade de cor, maior pigmentação e risco de agressão ao tecido pulpar pela polimerização insuficiente dos monômeros e existência de parte do material com diferentes valores de modulo de Young (Shortall *et al.*, 1995).

Tem sido relatado que a incidência de tensões sobre camadas com polimerização adequada que estão acima das camadas com polimerização inadequadas pode deslocar a restauração causando fratura marginal e abertura das margens, provocando deflexão das cúspides (Shortall *et al.*, 1995). Entretanto, tem sido sugerido que as resina composta alcançam polimerização adequada quando não existe diferença de dureza maior que 20% entre topo e base (Dunn & Bush, 2002; Leonard *et al.* 2002; Soh *et al.*, 2003). Assim, no presente estudo, Filtek P90 apresentou maiores valores de dureza na diferença entre o topo e base (Tabela 4). Entretanto, compósitos odontológicos deveriam apresentar camadas polimerizadas adequadamente tanto no topo quanto na base da restauração.

CONCLUSÃO

Considerando os resultados deste estudo pode-se concluir que:

- 1- A irradiância que transpassou os compósitos não foi influenciada pelos diferentes compósitos odontológicos.
- 2- A relação de dureza entre base e topo foi influenciada pelos diferentes compósitos odontológicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Atmadja G, Bryant RW. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Aust Dent J*. 1990;35:213-218.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silano treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil metacrylate. US Patent; 1962. Apud Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997; 105: 97-116.

Bowen RL. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963; 66: 57-64.

Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing – an update. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23: 889-892.

Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg FA, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991; 12: 737-40.

Correr AB, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LF, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J*. 2005;16: 218-224.

Dall'Magro E, Correr AB, Costa AR, Correr GM, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Effect of different photoactivation techniques on the bond strength of a dental composite. *Braz. Dent J*. 2010;21:220-224.

Dos Santos GB, Monte Alto RV, Filho HR, da Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. *Dent Mater*. 2008;24:571-576.

Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*. 2002;133:335-341.

Emami N, Sjö Dahl M, Söderholm K-JM. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater*. 2005;21:721-730.

Ferracane JL, Aday P, Matsumura H, Atsuta M. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent Mater*. 1986;2:80-84.

Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*. 1994; 21: 441-452.

Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degree of cure. *J Dent Res*. 1997;76:1508-1516.

Guiraldo RD, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Consani RL, Fugolin APP. Avaliação da densidade de potência e do espectro de luz de fotoativadores usados em consultórios odontológicos. *Cienc Odontol Brás*. 2008; 11: 86-90.

Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MAC. Light energy transmission through composite influenced by material shades. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2009;50:183-190.

Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. *Braz Dent J*. 2010;21:538-542

Harris JS, Jacobsen PH, O'Doherty DM. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. *J Oral Rehabil*. 1999; 26: 635-639.

Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*. 2002;14:286-295.

Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001; 17: 309-315.

Lovell LG, Newman SM, Bowaman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylates dental resins. *J Dent Res.* 1999; 78: 1469-76.

Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108: 341-5.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105: 97-116

.

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: 97-116.

Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent.* 1999; 20:S4-S15.

Shortall AC, Harrington E, Wilson HJ. Light curing unit effectiveness assessed by dental radiometers. *J Dent.* 1995;23: 227-232.

Soh MS, Yap AU, Siow KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent.* 2003;28: 371-377.

Tanoue N, Koishi Y, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. *J Oral Rehab.* 2001;28:618-623.

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.

Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent*. 1998;23:87-93.

Weinmann W, Thalacher C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21: 68-74.