

Avaliação de dureza knoop de resina composta ativada por diferentes fontes de luz

Knoop hardness of composites polymerized by different light curing units

Marina Meireles GANIME

Aluna de Graduação - Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas – Piracicaba – SP – Brasil

Maria Cecília Caldas GIORGI

Doutoranda em Dentística - Mestre em Clínica Odontológica - Área de Concentração: Dentística - Departamento de Odontologia Restauradora - Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas – Piracicaba – SP – Brasil

Carlos Tadeu dos Santos DIAS

Professor Associado - Departamento de Ciências Exatas, Área de Matemática e Estatística - Escola Superior de Agricultura Luiz de Queiroz – ESALQ - USP- Universidade de São Paulo – Piracicaba – SP - Brasil

Luís Alexandre Maffei Sartini PAULILLO

Professor Titular - Departamento de Odontologia Restauradora - Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas – Piracicaba – SP – Brasil

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência das fontes fotoativadoras LED pulsante (LD13 - GGDent) ou halógena (Optilux 501 - Demetron) na microdureza Knoop da resina composta Z250 (3MESPE) na cor A3, em três profundidades distintas. Para tanto, foram confeccionadas 20 cavidades classe I em terceiros molares humanos, separados em 2 grupos (n=10). As cavidades foram preparadas utilizando-se broca 245 (KG Sorensen) nas dimensões de 3 x 4 x 3mm e as restaurações foram confeccionadas em três incrementos oblíquos, sendo a fotoativação de cada incremento realizada com 20s em modo contínuo para fonte halógena ou 60s para fonte LED (10s em modo pulsante e 50s em modo contínuo). Em seguida, as amostras foram armazenadas por sete dias em 100% umidade relativa na temperatura de 37°C ± 1. Após o período de armazenagem, as coroas foram seccionadas no sentido médio-distal em cortadeira metalográfica. As raízes foram seccionadas logo abaixo da junção cimento-esmalte e perpendicularmente ao longo eixo do dente, sendo então descartadas. As hemicoroas foram incluídas em resina de poliestireno e a superfície que continha a restauração recebeu acabamento com lixas de óxido de alumínio nas granulções de 600, 1200 e 2000 e polimento com discos de feltro e pastas diamantadas com granulções de 6, 3 e 1 µm. O ensaio de microdureza Knoop foi realizado com carga de 25g durante 20s. Foram realizadas 15 penetrações em cada hemicoróia, sendo 5 em cada profundidade estudada. Os dados foram transformados em número de dureza Knoop (KHN), submetidos à Análise de Variância e comparados pelo teste de Variação Múltipla de Tukey (5%). Os resultados obtidos revelaram que não houve diferença estatística significativa entre as profundidades estudadas. A maior média de dureza obtida foi com a fonte LED (82,98), apresentando diferença estatística significativa com a fonte halógena (61,27). Pode-se concluir que a densidade de energia dos aparelhos influenciou nos resultados de dureza obtidos.

UNITERMOS

Dureza; resina composta; aparelhos fotoativadores, LED.

INTRODUÇÃO

Os aparelhos fotoativadores comumente utilizados na odontologia utilizam lâmpada halógena para emitir luz visível. Esta lâmpada é constituída por filamento

de tungstênio envolto em gás halógeno contidos num bulbo de quartzo³. Através da incandescência do filamento de tungstênio ocorre a geração de calor e emissão de luz visível branca em larga faixa de comprimentos de onda¹.

Quando utilizada de modo contínuo, a durabilidade da lâmpada halógena é relativamente longa, porém, o uso intermitente requerido para fotoativação de compósitos reduz sua vida útil, para uma média entre 30 a 50 horas²⁰. Como consequência dos repetidos ciclos de fotoativação o bulbo, o refletor e o filtro degradam-se ao longo do tempo^{3, 8, 10, 22} e a luz passa a ser gerada em menor intensidade. Conseqüentemente ocorre diminuição das propriedades mecânicas dos compósitos^{5, 13, 27}, aumento da sorção de água e solubilidade, redução da dureza do material e falhas prematuras das restaurações².

Por isso, novas tecnologias vêm sendo sugeridas e testadas. Uma dessas propostas de fonte geradora de luz se tornou possível em 1995, quando LEDs (light emitting diodes) azuis de alta luminescência foram desenvolvidos¹⁵. Os LEDs azuis utilizados em fotoativação consistem em materiais semicondutores a base de nitreto de gálio, apresentando em seu substrato uma região rica em elétrons e outra rica em lacunas receptoras de elétrons. Quando essas áreas são submetidas à corrente elétrica, ocorre movimentação dos elétrons da camada rica em elétrons para a camada rica em lacunas receptoras de elétrons e vice-versa. A colisão entre a lacuna e o elétron resulta na emissão de um fóton em espectro de luz estreito, com aproximadamente 470 nm¹⁵. Os primeiros aparelhos fotoativadores LED, ao contrário dos halógenos, sofrem pouca degradação e apresentam espectro de emissão na faixa de 450 e 490 nm, coincidente com o pico de absorção da canforoquinona, agente fotoiniciador mais comumente presente nas resinas compostas. Além disso, seu consumo de energia é pequeno, possibilitando a fabricação de aparelhos sem fio, operando com bateria¹³. A tecnologia LED vem sendo constantemente aperfeiçoada. Modificações foram desenvolvidas com a finalidade de aumentar a densidade de potência (aparelhos de segunda geração) e também de ampliar o espectro da luz emitida (aparelhos de terceira geração). Além disso, existem modificações relacionadas ao modo de emissão da luz, tais como os aparelhos que empregam

LED pulsantes, cuja finalidade é prolongar a fase pré-gel dos compósitos odontológicos permitindo maior tempo para o escoamento dos monômeros e consequentemente diminuição das tensões geradas pela contração de polimerização. Nesta técnica, a fotopolimerização inicia-se com radiação pulsátil, com intervalos de 200ms (milissegundos) em baixa intensidade permitindo o relaxamento da tensão por escoamento, e então a polimerização é completada com uma segunda irradiação em alta intensidade²³. No entanto, as consequências deste tipo de fotoativação nas propriedades mecânicas desses materiais precisam esclarecidas.

Para comparar o comportamento entre as fontes de luz não parece ser suficiente medir as irradiações emitidas pelas mesmas²⁴, uma vez que, estas fontes emitem energia luminosa em diferentes faixas do espectro de luz visível. Desta forma, a avaliação das propriedades mecânicas das amostras é o método mais indicado para determinar o potencial de fotoativação destas fontes¹².

A avaliação da efetividade de polimerização pode ser feita, tanto por meios diretos, quanto indiretos. Um dos métodos indiretos é a análise da dureza superficial que é comumente relacionada com força mecânica, rigidez, e resistência do compósito. Sabe-se que a vantagem do teste de dureza Knoop é a correlação entre a dureza e o grau de conversão do monômero, que constitui um importante aspecto na determinação do sucesso clínico das restaurações.

Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a dureza superficial Knoop (KHN) de restaurações classe I em resina composta micro-híbrida (Z250 3M/ESPE) fotoativadas com fontes de LED pulsante e lâmpada halógena em diferentes profundidades.

MATERIAL E MÉTODO

Para a realização deste estudo foram selecionados dois aparelhos fotoativadores, uma resina composta microhíbrida e um sistema adesivo (Quadro I).

Quadro I. Materiais e aparelhos fotoativadores utilizados para confecção das amostras empregadas no ensaio de microdureza Knoop.

Material/Aparelho Fotoativador	Nome Comercial	Fabricante
Ácido Fosfórico 35%	3M Scotchbond	3M ESPE
Sistema Adesivo	Single Bond (3M/ESPE, St Paul, MN, EUA)	3M/ESPE, St Paul, MN, EUA
Resina Composta	Z250	3M/ESPE, St Paul, MN, EUA
Aparelho Fotoativador Halógeno	Optilux Demetron 501	SDS Kerr, Danbury ct, EUA
Aparelho Fotoativador LED	LD13	GG Dent

Método

Foram utilizados 20 terceiros molares recém-extraídos, conservados em timol 0,05% até o momento da limpeza e, após a mesma, os dentes foram conservados em solução fisiológica. Os dentes foram incluídos em resina de poliestireno pelo terço apical da raiz, a fim de facilitar o manuseio das amostras. O esmalte oclusal de cada dente foi removido com o uso de disco diamantado dupla face. Após o corte, a superfície oclusal foi planificada em politriz giratória através de lixas de carbetto de silício números 400, 600, 1000. Nas superfícies oclusais planificadas foram confeccionadas cavidade classe I, padronizadas em aparelho de precisão, com brocas carbide 245, operada em alta rotação irrigada com jatos de água/ar. Para que não houvesse interferência do desgaste do corte da broca, cada uma foi descartada após a quinta cavidade confeccionada.

As cavidades foram confeccionadas com as dimensões: 4 mm no sentido méso-distal, 3 mm vestibulo-lingual, e 3 mm de profundidade e restauradas com resina composta, e microhíbrida - Z250 3M/ESPE e sistema adesivo em frasco único – Single Bond. Os grupos experimentais foram divididos de acordo com a fonte de fotoativação, com 10 dentes cada:

- Grupo 1: Optilux Demetron 501,
Grupo 2: LD13.

Técnica Restauradora

Em todos os grupos foi feito condicionamento da dentina com ácido fosfórico gel a 35% (3M Scotch-bond) por 15 segundos, lavado com jato de água e ar por 15 segundos e o excesso de água removido com bolinhas de algodão levemente umedecidas. O adesivo Single Bond foi aplicado em duas camadas consecuti-

vas, de acordo com o fabricante, em todas as paredes da cavidade com aplicador descartável (Microbrush Inc.) saturado de adesivo, que foi secado levemente com jatos de ar por 3 segundos e fotoativado por 10 segundos de acordo com os grupos experimentais.

As cavidades foram restauradas com resina composta Z250 em três incrementos oblíquos, com menos de 2 mm de espessura, e polimerizados por 20 segundos em modo contínuo com aparelho de lâmpada halógena ou por 60 segundos com aparelho LED, sendo os 10 primeiros em modo pulsante e os 50 seguintes em modo contínuo. Após a confecção das restaurações, as amostras foram armazenadas em algodão embebido em água destilada por sete dias, em estufa bacteriológica a 37°C.

Para medir a microdureza das amostras, as coroas foram seccionadas ao meio no sentido méso-distal, paralelo ao longo eixo do dente (Figura 1), usando-se Recortadeira Metalográfica de Precisão (Isomet 1000, Buehler) e disco diamantado de alta concentração (EXTEC Corp, Enfield ct, EUA), resultando em duas hemi-coroas, que foram identificadas e incluídas em resina de poliestireno (Crometec.) para facilitar a leitura no microdurômetro. Para tal, as hemi-coroas foram posicionadas sobre papel manteiga posicionado em uma placa de vidro. Em volta do conjunto, um cilindro de PVC com 10 mm de altura e 35 mm de diâmetro interno, tendo ao centro as hemi-coroas. Feito isso, a resina de poliestireno foi vertida dentro do cilindro, e após a polimerização da mesma, o cilindro de PVC foi removido (Figura 2).

As hemi-coroas incluídas receberam acabamento com lixa nº 600, 1200 e 2000 sob refrigeração e posteriormente polidas com pasta diamantada em grânulos decrescentes 6, 3 e 1µ (Arotec Ind. Com., São Paulo, Brasil) usando feltros para polimento.

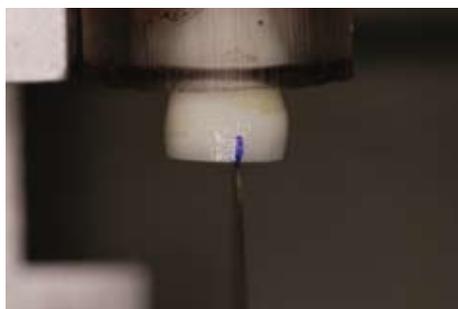


Figura 1 - Secção méso-distal da restauração realizada em cortadeira metalográfica.



Figura 2 - Amostra pronta para o ensaio de microdureza Knoop.

Para se realizar ensaio de microdureza foi necessário que a superfície da amostra estivesse plana e perpendicular ao penetrador. Após a planificação, as amostras foram posicionadas no microdurômetro Future Tech-FM-1E e o penetrador tipo Knoop aplicado com carga de 25g durante 20 segundos. Foram feitas 15 penetrações em cada hemi-coroa, sendo as primeiras cinco a 500µm da parede pulpar da cavidade. A segunda série de cinco foi realizada a 500µm da face oclusal da restauração, e as cinco últimas penetrações foram feitas a 1500µm da superfície oclusal da restauração (Figura 3).

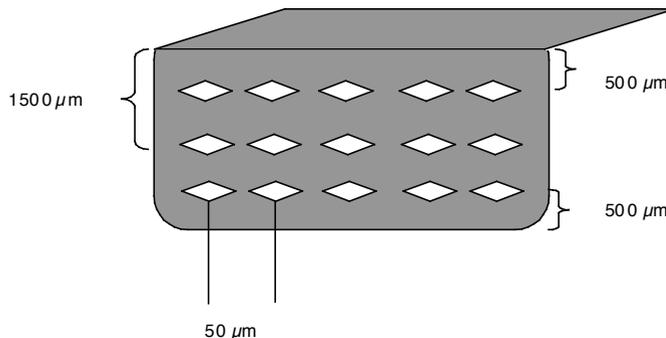


Figura 3 - Localização das penetrações em cada profundidade analisada no ensaio de microdureza Knoop.

Cálculo da Dureza

Após cada penetração, a diagonal maior do losango formado foi mensurada com auxílio das barras verticais no monitor acoplado ao microdurômetro.

Para calcular o valor da dureza Knoop, foi usada a seguinte fórmula:

$$KHN = \frac{L}{I^2 \cdot CP}$$

Onde L corresponde à carga aplicada, I a maior diagonal de penetração e CP a constante da área projetada (1429).

Obtidos os valores de microdureza Knoop para cada profundidade de penetração, os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística.

Cálculo da Densidade de Energia

Para calcular a densidade de potência (DP):

$$DP = \frac{\text{Potência}}{\pi \cdot r^2}$$

Densidade de energia (DE) = DP x Tempo (Resultado em Joule).

RESULTADOS

Com os dados obtidos no ensaio de microdureza, foi realizada a análise de variância a dois critérios (2x3), em que os fatores estudados foram Fotoativador em dois níveis, Lâmpada Halógena e LED e profundidade em três níveis, Superficial, Média e Profunda.

A decomposição da análise de variância apontou diferença estatística significativa apenas para o fator Fotoativador (p=0,0418), assim para evidenciar esse resultado foi aplicado o teste de Tukey para esse fator e o resultado é mostrado na Tabela 1.

Tabela 1 - Resultado do teste de Tukey para o fator Fotoativador para o ensaio de Dureza.

Fotoativador	N	Média (dp*)	Tukey
LED	30	82,98 (42,36)	A
Halógena	30	61,27 (38,13)	B

*dp: desvio padrão

O resultado do teste de Tukey para o fator Fotoativador no ensaio de microdureza Knoop apontou que a média de dureza para a fonte LED foi maior com diferença estatística significativa para a fonte de luz com lâmpada Halógena.

Para melhor elucidar os resultados foi calculada a densidade de energia para os aparelhos usados neste estudo. O aparelho LD13 foi usado com ponteira acrílica de 7,10mm de diâmetro e o Optilux com ponteira de fibra óptica com 10,32mm. Com estes dados, foram calculadas as densidades de potencia das fontes utilizadas e, após, calculadas as densidades de energia através da fórmula Densidade de energia = Densidade de Potência X Tempo de Exposição, sendo 10 segundos pulsátil mais 50 segundos contínuos para o LD13 e 20 segundos para o Optilux. O resultado deste cálculo é mostrado na Tabela 2.

Tabela 2 - Resultado da Densidade de Energia para os aparelhos LD13 e Optilux Demetron 501.

Fotoativador	Densidade de Energia (J)
Optilux Demetron 501	13 J
LD13 GG Dent	23 J

DISCUSSÃO

Há alguns anos vêm se buscando formas alternativas de fotoativação dos compósitos odontológicos devido às desvantagens apresentadas pelas lâmpadas halógenas. Sabe-se que as lâmpadas halógenas têm reduzida vida útil, entre 40 e 100 horas²¹. A redução da vida útil é consequência das altas temperaturas que degradam a lâmpada, o refletor e o filtro¹⁰. Essa degradação, a longo prazo, resulta na redução de efetividade de polimerização dos compósitos¹⁴.

Uma das fontes fotoativadoras alternativas que vêm sendo estudada são os LEDs (Light Emitting Diodes) que tem vida útil muito maior que as lâmpadas halógenas, e não sofrem degradação significativa do fluxo de luz com passar do tempo. Além disso, convertem energia em luz com mais eficiência, não produzem calor e são mais fortes¹⁷.

É necessário comprovar a qualidade de fotoativação das fontes alternativas, por isso, estudos são desenvolvidos comparando as luzes fotoativadoras^{9,18,23}. A adequada polimerização dos compósitos depende da intensidade da fonte de luz (radiação e densidade de potência), comprimento de onda e duração da exposição¹¹. A polimerização deficiente de compósitos está associada a propriedades físicas inferiores, maior solubilidade e respostas pulpares adversas causadas pelo monômero residual não fotopolimerizado²⁵.

O teste de dureza Knoop é um excelente método para avaliar profundidade de polimerização e eficiência de diferentes fontes de luz na fotopolimerização de compósitos^{4,25}. A dureza é comumente relacionada à força mecânica, rigidez e resistência¹².

O resultado do ensaio de dureza Knoop empregado neste estudo mostrou que a fonte LED apresentou a maior média de dureza com diferença estatística significativa da fonte de luz com lâmpada halógena. Esse resultado não corrobora com os resultados dos estudos de Ramp et. al¹⁸ 2003 que compararam LEDs e lâmpadas halógenas disponíveis no mercado e concluíram que não apresentavam diferenças estatísticas na fotoativação de resinas compostas na mesma densidade de energia. Em outro estudo, Vandewalle²⁶ et. al., em 2005, afirmaram não haver diferença estatística entre a média de dureza Knoop nas resinas compostas fotopolimerizadas com LEDemtron 1 (LED) e VIP (Lâmpada halógena) tanto nas densidades máximas dos aparelhos, quanto em densidades de energia equivalentes. Por outro lado os resultados deste estudo corroboram com os resultados dos estudos de Mills et. al 1999¹³, Fujibayshi et. al⁶ 1998, Halvorson et.al⁷ 2004, que mostram que os LEDs produziram melhores profundidades de cura quando comparados às luzes halógenas.

Tem sido alegado que o grau de conversão de resinas compostas pode ser dependente da intensidade da densidade de energia (irradiação da luz X tempo de exposição) aplicada durante a fotoativação¹⁶. De acordo com Vanderwalle, et. al²⁶ em 2005, as densidades de potência baixas exigem maiores tempos de polimerização para compensar densidade de energia e profundidade de cura inferiores. Assim durante o ensaio piloto foi constatado que a fonte LD13 apresentava baixíssimo resultado de dureza que impedia a leitura da diagonal maior no microdurômetro. Para se contornar esse problema foi optado triplicar o tempo de fotoativação em relação ao Optilux pelo fato do aparelho utilizar 10 segundos pulsáteis. Outro fato a ser destacado é que durante a fase experimental foi detectado problema na fonte de energia do aparelho LED, o qual foi corrigido antes da execução da fase experimental definitiva. Se a corrente da fonte de energia do aparelho não for bem dimensionada, a mesma não fornece tensão suficiente e/ou não suporta a carga de energia exigida pela lâmpada, no caso o LD13 de 3W, ocasionando uma menor potência de luz emitida, de acordo com o fabricante do aparelho – GG Dent.

A explicação para a maior média de dureza para o aparelho LD13 está no fato de que durante a fotoativação com o mesmo se empregou maior densidade de energia – 23J – do que com o aparelho Optilux – 13J, ou seja, quase o dobro da densidade de energia, o que explica os resultados.

Outro resultado encontrado neste estudo foi que não houve diferença estatística significativa entre as profundidades das penetrações realizadas, que concorda com os resultados de Ray et. al.¹⁹ 2006. Uma explicação possível para esse resultado seria que as camadas mais profundas receberam maior densidade de energia, porém mais distante da fonte de luz o que diminuiu a quantidade de energia igualando os resultados.

Apesar do melhor efeito obtido com o LED neste estudo, ele não é capaz de fotoativar todos os fotoiniciadores contidos nos compósitos odontológicos, principalmente nas cores mais claras. Por isso o cirurgião-dentista deve ter conhecimento da composição da resina composta que utiliza, antes de empregar essa fonte de luz, para que obtenha efetividade de fotoativação nas suas restaurações.

CONCLUSÕES

- 1) Não houve diferença na dureza entre as profundidades da restauração estudadas, superficial, média e profunda,
- 2) A densidade de energia influenciou os resultados de dureza das fontes fotoativadoras.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of LED (LD13 - GGDent) and halogen (Optilux 501 – Demetron) light-curing units (LCU) on the microhardness of one microhybrid composites and three distinctive depths. Twenty cavities class I (3 x 4 x 3mm) had been prepared in selected human third molars, which were divided in two groups (n=10). The cavities were then restored with composite Z250 (3MESP), shade A3. The restorations were made incrementally and light cured with 20s for halogen LCU and 60s for LED LCU (10s in pulsing mode and 50s in continuous mode). The samples were stored for 7 days: 100% humidity at $37 \pm 1^\circ\text{C}$. After that, they were longitudinally sectioned with a metallographic cutter, on the mesio-distal plan and their roots were discarded. The mesio-distal crowns were embedded in polystyrene, polished with aluminium oxide emery (granulations of 600, 1200 and 2000), with felt discs and with grained paste (granulations of 6, 3 and 1 μm). After that, the samples were submitted to the Knoop Hardness test. These tests were run on loads of 25g for 20s. There were 15 indentations for each half crown. The data were converted in Knoop Hardness Number (KHN), then submitted to ANOVA and Tukey's test (5%). The results had shown that the highest KHN was obtained with the LED LCU (82,90) with significant statistical difference to halogen LCU (61,27). It was concluded that: 1) there was no difference between the depths; 2) the energy density of LCUs affected the Knoop hardness of the restorations.

UNITERMS

Hardness; composite; light curing units.

REFERÊNCIAS

- Althoff, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent.* 2000;13(Spec n):77D-81D
- Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc.* 1994;125(7):992-6
- Burgess JO, Walker RS, Porche C, Rappold AJ. Light curing- An up date. *Compendium* 2002;23(10):889-90
- Dewald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res.* 1987;66:727-30
- Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resin. *Dent Mater.* 1985;1(1):11-4
- Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn.* 1998;30(4):49-53
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Polymerization efficiency of curing lamps: A universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Oper Dent.* 2004;29(1):105-11
- Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: past, present, and future. *Compend Contin Edu.* 2002 Suppl 1;23(9):18-24
- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Sci.* 2002;110:471-9
- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000;16:41-7
- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization Efficiency of LED Curing Lights. *J Esth Res Dent.* 2002;14(5):286-95
- Meyer GR, Ernst CP, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent.* 2002;4(3):197-204
- Mills RW, Jandt KD, Asworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999;186(8):388-91
- Mills RW, UHL A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with the blue light emitting diodes (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J.* 2002;192:459-63
- Nakamura S, Senoh M, Iwasa N, Nagahama S. High-power In single-quantum-well-structure blue and Violet light emitting diodes. *Appl Phys Lett.* 1995;67(13):1868-70
- Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* 2000;16(5):330-6
- Price RBT, Felix CA, Andreou P. Knoop Hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomater.* 2005;26:2631-41
- Ramp LC, Broome JC, Ramp MH, Jones ZA, Martyshkin DV. Depth of cure and wear resistance achieved by equivalent irradiation doses from LED vs. QTH lights. *J Dent Res.* 2003;82(Special Issue):42(Abstract #0274)
- Ray NJ, Lynch CD, Burke FM, Hannigan A. surface microhardness of a resin composite: a comparison of a tungsten halogen and a LED light curing unit, in vitro. *Eur J Prosthodont Rest Dent.* 2006;14(1):7-12
- Rueggeberg F. Contemporary issues on photocuring. *Compend Contin Edu Suppl 1* 1999;(25):S4-15;quiz S73
- Rueggeberg FA, Twiggs SW, Caughman WF, Khajotia S. Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units. *J Dent Res.* 1996;75:380(Abstract n.2897)
- Schneider LFJ, Consani S, Ogliaeri F, Correr AS, Sobrinho LC, Sinhoretto MAC. Effect of time and polymerization cycle on the degree of conversion of a resin composite. *Oper Dent.* 2006;31(4):489-95
- Silva LFJ, Pereira GDS, Dias CTS, Paulillo LAMS. Effect of the composite photoactivation mode on microtensile bond strength and Knoop microhardness. *Dent Mater.* 2006;22(3):203-10
- Stahl F, Asworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomater.* 2000; 21(13):80-7

25. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomater.* 2003;24:1787-95
26. Vandewalle KS, Roberts HW, TIBA A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent.* 2005;30(2):257-64
27. Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J.* 1985;35(3):218-25

Recebido em 18/01/08
Aprovado em 05/03/08

Correspondência :
Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo
Av. Limeira, 901
Bairro Areão - Piracicaba – SP, Brasil
Cep: 13414-903
paulillo@fop.unicamp.br