

Avaliação da microdureza superficial de resinas compostas, variando os métodos de fotoativação.

Microhardness evaluations of composite resins using different polymerization methods.

Fabiana Suelen Figueredo de Siqueira^a, Andrés Felipe Millan Cardenas^a, Idiane Bianca Lima Soares^b, Osnara Maria Mongruel Gomes^c, João Carlos Gomes^c, José Ivo Limeira dos Reis^d

a Mestre(a) em Odontologia. Área de concentração Dentística Restauradora. Universidade Estadual de Ponta Grossa, PR, Brasil.

b Mestre em Odontologia. Área de concentração Dentística Restauradora. Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis, SC, Brasil.

c Professor Associado Doutor do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, PR, Brasil.

d Professor Doutor do Departamento de Odontologia da Universidade Federal de Alagoas – Maceió, AL, Brasil.

DESCRIPTORES

Resina composta, microdureza, fotoativação.

RESUMO

Objetiva-se avaliar a eficiência de três métodos de fotoativação sobre quatro resinas compostas, através do ensaio de microdureza Knoop. Quatro resinas compostas foram selecionadas: R1-NaturalLook®-DFL, R2-Opallis®-FGM, R3-Ice®-SDI e R4-FiltekTMZ350XT 3M/ESPE. Um total de 120 amostras, divididas em 4 grupos experimentais (n=30), sendo 10 fotoativadas com luz halógena contínua (F1), 10 com o LED (F2) e 10 com luz halógena pulsátil (F3). A microdureza Knoop da superfície foi determinada em microdurômetro, sob uma carga de 50g por 15s, perfazendo um total de três indentações por amostra. Os dados obtidos foram analisados por ANOVA e teste de Tukey com 5% de significância. Para todos os materiais testados e métodos de fotoativação, a microdureza dos materiais R1 e R2 não foram influenciados pelos diferentes métodos (p>0,05), a microdureza do material R3 foi maior quando do uso da luz halógena contínua do que com luz halógena pulsátil (p<0,05) e a microdureza do material R4 quanto ao uso do LED foi inferior aos outros métodos. Das resinas microhíbridas a que apresentou microdureza superior foi a R3. A resina R4 obteve a melhor microdureza no estudo independente do método de fotoativação. A luz halógena contínua apresentou resultado superior ao sistema de LED.

Keywords

Composite resin microhardness, photoactivation.

ABSTRACT

Objective is to evaluate the efficiency of three activation methods on four composite resins by testing microhardness Knoop. Four composites were selected: R1-NaturalLook®-DFL, R2-Opallis®-FGM, R3-Ice®-SDI and R4-FiltekTMZ350XT 3M/ESPE. A total of 120 samples were divided into 4 groups (n = 30), 10 light-cured with halogen light continuous (F1), 10 with LED (F2) and 10 with halogen light pulsed (F3). Microhardness Knoop surface was determined by microhardness under a load of 50g for 15s, for a total of three indentations per sample. Data were analyzed by ANOVA and Tukey's test at 5% significance. For all tested materials and methods of curing, the hardness of materials R1 and R2 were not influenced by different methods (p>0.05), the hardness of the material R3 was greater when using halogen continuous light than halogen light pulsatile (p<0.05) and R4 microhardness of the material as the use of LED was less than other methods. Microhybrid resins that showed higher hardness was R3. The resin R4 achieved best in independent study hardness of polymerization method. The halogen light continuous showed superior results to LED system.

Endereço para correspondência

Fabiana Suelen Figueredo de Siqueira. Universidade Estadual de Ponta grossa
Rua Carlos Cavalcanti, 4748, Bloco M, Sala 64A – Uvaranas. CEP: 84030-900. Ponta Grossa, Paraná, Brasil.
Telefone: 42-9808-8060 - e-mail: fabisfsiqueira@hotmail.com

INTRODUÇÃO

A resina composta é um material utilizado mundialmente na odontologia, principalmente em função de suas propriedades físicas e estéticas¹. A fotoativação desses materiais dentários está sendo extensivamente estudada^{2,3}, na tentativa de superar as limitações dos antigos compósitos quimicamente ativados e em virtude da demanda de pacientes por melhor estética e baixo

custo⁴.

Recentemente, resinas compostas foram classificadas de acordo com seu tamanho de partículas em híbrida (0,5-3 µm), microhíbrida (0,4-1 µm) e microparticulada (0,04-0,4 µm). Mais recentemente, no entanto, com a introdução da nanotecnologia na odontologia, uma nova classe de resina composta, o compósito nanoparticulado, ficou disponível para os odontólogos, em um esforço para fornecer um material que apresente uma alta capacidade de polimento combinada com alta retenção e brilho superior^{5,6}.

A microdureza pode variar em função do aparelho fotoativador utilizado⁷. E neste sentido, historicamente, quatro tipos de fontes de polimerização foram desenvolvidos e aplicados: a lâmpada convencional halógena de quartzo e tungstênio (QTH), díodos emissores de luz (LED), lâmpadas de arco-plasma (PAC) e laser de argônio^{2,3}.

Durante mais de 20 anos as lâmpadas halógenas (QTH) têm sido utilizadas para polimerizar a resina composta odontológica⁸. Elas emitem luz dentro de uma ampla gama de espectro visível, e filtros são obrigados a limitar o comprimento de onda entre 370-550 nm. Isso faz com que estas sejam unidades fototoativadoras de diversos fotoiniciadores. No entanto, uma considerável quantidade de calor é gerada, o que requer a utilização de refrigeração⁹. Outra desvantagem dessas fontes de luz é que a lâmpada tem uma vida útil média de cerca de 100 horas e o refletor e filtro degradam com o tempo. Como resultado, a redução da eficiência da polimerização ocorre com o uso, e podem afetar negativamente as propriedades físicas da resina composta¹⁰.

Com o objetivo de superar essas limitações inerentes às lâmpadas halógenas, em 2001, o primeiro diodo emissor de luz (LED) foi introduzido no mercado odontológico¹¹ com uma vida útil esperada de milhares de horas sem degradação significativa do fluxo luminoso¹². O LED gera menos calor e por isso não necessita de ventiladores que possuem associado ruído e consumo de energia. A eficiência de conversão de energia elétrica em energia utilizável de fotoativação é mais elevado para LEDs azuis do que para lâmpadas halógenas convencionais (14% versus 1%, respectivamente)¹³.

Sabe-se que o tipo de fotoativação que os materiais são submetidos influencia diretamente no grau de conversão e a quantidade de ligações cruzadas¹⁴, alterando a densidade final da resina composta. Diferentes modos de polimerização de luz podem afetar o controle da resina composta em relação à polimerização. Modos tradicionais utilizam irradiância inicial elevada e proporcionam um maior grau de conversão, por outro lado, a contração pode ser induzida por uma tensão mais elevada durante a reação de polimerização. Modos de polimerização graduais foram introduzidos, a fim de minimizar a contração de polimerização e formação de fendas marginais¹⁵.

Vários estudos comparam a eficácia do LED x Luz Halógena^{3,7,11-13,15}. Entretanto, é essencial compreendermos a eficácia da polimerização sob métodos de fotoativação diferentes, e avaliar qual compósito micro-híbrido ou nanoparticulado apresenta maior ou menor grau de dureza superficial.

Diante do exposto foi utilizado a microdureza Knoop para tal propósito, um teste amplamente utilizado na literatura para avaliar a eficiência de diferentes fontes de luz.

MATERIAL E MÉTODO

Quatro resinas compostas (R) foram selecionadas para o estudo e escolhidas de acordo com o seu tipo de partículas de carga: três microhíbridas e uma nanoparticulada, divididas em 4 grupos com 30 amostras cada, totalizando um volume amostral de 120 corpos de prova. As resinas compostas microhíbridas foram: R1 - Natural Look® (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil); R2 - Opallis® (FGM, Joinville, SC, Brasil) e R3 - Ice® (SDI, Bayswater, Victoria, Austrália) e uma resina

composta nanoparticulada: R4 - Filtek™ Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA). Todas as resinas compostas utilizadas apresentaram-se na cor A2 (escala Vita®) para evitar qualquer interferência deste fator nos resultados. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos com 10 amostras cada (n=10), sendo fotoativadas com um dos diferentes sistemas de fotopolimerização (F): F1 - Luz halógena contínua, F2 - LED e F3 - Luz halógena pulsátil. (Tabela 1)

Tabela 1 – Grupos experimentais, com respectivas resinas compostas utilizadas e métodos de fotopolimerização.

Grupos	Resina composta / Fabricante	Classificação da resina	Método de fotoativação	N
R1F1	Natural look® / DFL	Microhíbrida 0,5 µm	Luz halógena contínua	10
R1F2	Natural look® / DFL		Led	10
R1F3	Natural look® / DFL		Luz halógena pulsátil	10
R2F1	Opallis® / FGM	Microhíbrida 0,5 µm	Luz halógena contínua	10
R2F2	Opallis® / FGM		Led	10
R2F3	Opallis® / FGM		Luz halógena pulsátil	10
R3F1	Ice® / SDI	Microhíbrida 0,1 a 1 µm	Luz halógena contínua	10
R3F2	Ice® / SDI		Led	10
R3F3	Ice® / SDI		Luz halógena pulsátil	10
R4F1	Filtek™ Z350 XT / 3M/ESPE	Nanoparticulada 4 a 20 nm	Luz halógena contínua	10
R4F2	Filtek™ Z350 XT / 3M/ESPE		Led	10
R4F3	Filtek™ Z350 XT / 3M/ESPE		Luz halógena pulsátil	10

Os fotopolimerizadores utilizados foram: LED (Kondor-tech®, São Carlos, SP, Brasil) modelo Aigh-7, com espectro de luz de 440 nm a 480 nm, fornecendo irradiância mínima de 450 mW/cm² e pico de emissão de 460 mW/cm²; e luz halógena Optilight Plus (Gnatus®, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com espectro de 400 nm a 500 nm e irradiância mínima de 600 mW/cm².

As técnicas de fotoativação foram realizadas em dois incrementos, com as ponteiros transmissoras de luz a uma distância média de 4 mm. A cada incremento houve uma fotoativação por 40 s, sendo a luz halógena contínua e o LED fotoativados por 40 s contínuos e a técnica com luz halógena pulsátil fotoativado por 40 s intermitentes a cada dez segundos.

Um molde de silicone de condensação (Spedeex® Col-tène Whaledent Inc. Cuyahoga Falls, Ohio, USA) foi confeccionado para a obtenção dos corpos de prova em resina composta. Os corpos de prova apresentavam 6X6 mm e uma profundidade de 3 mm. Posteriormente, foram confeccionadas bases de resina acrílica incolor (JET®, Campo Limpo Paulista, SP, Brasil) de 15 mm de diâmetro e 10 mm de altura, nos quais as amostras de resina composta foram fixadas com cera pegajosa para posterior análise da microdureza.

Logo após, as amostras foram envolvidas em papel alumínio e armazenadas em recipientes à prova de luz, mantidas em estufa à 37°C ± 2°C, em umidade relativa a 95±5% por sete dias até o início dos procedimentos de acabamento e polimento. As amostras foram submetidas ao acabamento e polimento metalográfico, em uma politriz (Arotec/Aropol-2V®, São Paulo, SP, Brasil) com refrigeração

constante em água. O acabamento foi feito com discos de lixas da 3M com granulações de 300, 600, 1200 e polimento com discos especiais de feltro, pasta diamantada com granulações decrescentes (6 µm, 3 µm, 1 µm, 1/4 µm), e pasta de alumina concentrada em suspensão aquosa a 0,05 µm como polimento final, tendo como finalidade principal a padronização de todas as superfícies expostas das resinas compostas.

Após estes procedimentos, as amostras foram armazenadas em estufa à 37°C ± 2°C (ISO 1140, 1994) em umidade relativa a 95±5% por 24 horas. Decorrido este período, realizou-se a determinação da microdureza nas regiões de superfície com um microdurômetro, sob uma carga de 50 g por 15 s (HMV-2000-Shimadzu®, Japão) e um indentador tipo Knoop, perfazendo um total de três indentações por amostra, totalizando 360 indentações.

Os resultados foram tabulados e analisados por meio da análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey com 5% de significância.

RESULTADOS

A análise dos dados foi conduzida de maneira segmentada dependendo do tipo de resina composta ou protocolo de fotoativação aplicado, verificando-se os resultados de microdureza dentro de cada grupo. As análises intergrupos foram realizadas com o teste ANOVA complementado pelo teste de Tukey e análise intragrupos foi realizada através da aplicação do teste t-pareado, ao nível de significância de 5% (Gráfico 1).

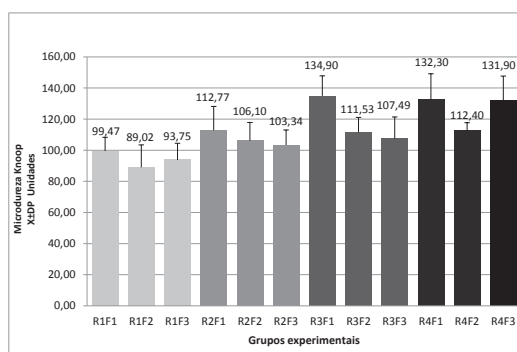


Gráfico 1. Média e desvio-padrão da microdureza Knoop, para os diferentes grupos experimentais ($p < 0.05$).

Quanto à influência dos protocolos de fotoativação em cada material restaurador, evidenciou-se que a microdureza dos materiais R1 e R2 não foi influenciada pelo tipo de protocolo de fotoativação ($p > 0.05$). A microdureza do material R3 foi maior quando do uso do protocolo F1 do que do protocolo F3 de fotoativação do material ($p < 0.05$). A microdureza do material R4 submetido ao protocolo F2 foi inferior aos protocolos F1 e F3 ($p < 0.05$).

Quanto à microdureza proporcionada por cada protocolo de fotoativação variando-se o tipo de material foi constatado que o protocolo F1 promoveu maior microdureza nos materiais R3 e R4 em relação ao material R1 ($p < 0.05$). O protocolo F2 promoveu menor microdureza

no material R1 em relação a todos os outros materiais (R2, R3 e R4) ($p < 0.05$). O protocolo F3 promoveu maior microdureza no material R4 em relação a todos os outros materiais (R1, R2 e R3) ($p < 0.05$). (Gráfico 2)

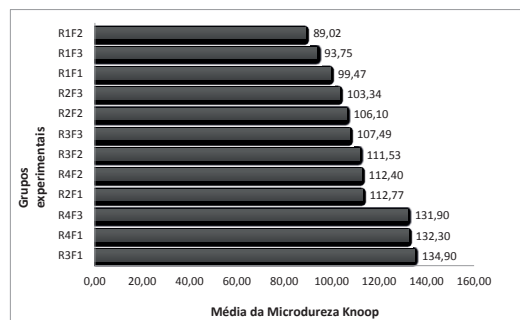


Gráfico 2. Média da microdureza Knoop, para os diferentes grupos experimentais em ordem crescente de microdureza.

Quanto à microdureza proporcionada por cada protocolo de fotoativação variando-se o tipo de material foi constatado que os protocolos F1, F2 e F3 promoveram maior microdureza no material R4 em relação aos outros materiais ($p < 0.05$).

DISCUSSÃO

Com o surgimento frequente de novas resinas compostas e a evolução desses materiais, tem aumentado o interesse dos pesquisadores no sentido de conhecer suas propriedades mecânicas; e, entre os fatores que se relacionam diretamente com essas propriedades, está o grau de polimerização e a microdureza superficial das resinas compostas¹⁶.

No presente estudo todas as amostras foram fotoativadas de acordo com as recomendações dos respectivos fabricantes, e submetidas ao teste de microdureza Knoop com intuito de avaliar a influência do método de fotoativação sobre a superfície das resinas compostas.

Quando a fonte de luz foi analisada, verificaram-se diferenças estatisticamente significantes entre elas, sendo que a luz halógena proporcionou maior microdureza intra e inter grupos de três das quatro resinas estudadas (R2, R3 e R4) em relação ao LED, concordando com os trabalhos^(17,18,19) em que aparelho de luz halógena ofereceu melhor resultado de microdureza do que os aparelhos de LED, contradizendo alguns estudos que demonstraram que os aparelhos LED foram tão eficazes quanto os aparelhos de luz halógena^{20,21}.

A polimerização por luz halógena permite um comprimento de onda compatível não só com a canforquinona, mas com todos os fotoiniciadores das resinas compostas, com comprimento de luz variável entre 360 e 550 nm²².

A emissão espectral do LED azul, se enquadra entre 460 a 480 nm, sendo, efetivo somente para a polimerização de materiais com fotoiniciadores a base de canforquinona²³, já que o pico de absorção máxima da canforquinona é 468 nm tendo uma polimerização prejudicada²⁷, especialmente quando usado para polimerizar resinas

contendo determinadas co-iniciadores em adição à canforoquinona¹¹. Segundo Bennett e Watts, 2004, os novos sistemas de resinas compostas estão empregando outros fotoiniciadores como a fenilpropanodiona, os quais têm um espectro de absorção de 400 nm diferente do espectro de emissão dos LEDs que é de 470 nm²⁴.

John Burges et al, 2002 mencionaram que enquanto a canforoquinona seja o fotoiniciador das resinas composta, os LEDs são capazes de proporcionar uma polimerização adequada, já que o espectro de irradiação dos LEDs está próximo ao espectro de absorção das canforoquinonas, no entanto, devido ao reduzido espectro dos LEDs, estes vão ter uma eficácia limitada, na fotopolimerização das resinas quando a fenilpropanodiona é um dos fotoiniciadores²⁵. Além disso, a canforoquinona é um composto amarelo com o grupo cromóforo que não clareia, portanto, se uma grande concentração de canforoquinona está contida na formulação de uma resina, certamente aparecerá um efeito amarelado indesejável fazendo com que exista uma cor desagradável e aparência estética comprometida devido à incompatibilidade da cor^{24,26}, o que é indesejável nos dias atuais, em virtude da maior demanda de pacientes por restaurações imperceptíveis.

Segundo alguns trabalhos^{24,27}, os fabricantes não declaram abertamente a inclusão destes co-iniciadores dentro de seus produtos. Os compósitos de 3M ESPE o sistema iniciador baseia-se em três componentes (canforoquinona, amina terciária e sal de iodônio)²⁸, o que pode ocorrer com os outros compósitos do presente estudo, justificando o melhor desempenho da luz halógena.

Segundo Gomes et al.²⁹, quinze unidades comerciais de LEDs foram testadas em seu estudo, e a maioria mostrou espectro de emissão mais estreito que a unidade de lâmpada halógena, com picos de emissão geralmente centrada na faixa entre 450 e 470 nm; e os resultados grandes discrepâncias entre a radiação esperada e os níveis emitidos por alguns LEDs. As irradiâncias medidas foram, por vezes, menos de um terço da irradiância originalmente afirmadas pelos fabricantes, esta evidência reforça o fato de que os odontólogos devem ser cautelosos sobre as afirmações dos fabricantes.

Uma correlação positiva foi observada entre fotopolimerização, microdureza e o conteúdo de carga inorgânica dos compósitos R1 (78% de peso de carga) e R2 (78,5% de peso de carga) ambas microhíbridas, onde a microdureza não foi influenciada pelo tipo de protocolo de fotopolimerização. Para a resina R3 (77,5% de peso de carga), o protocolo de polimerização com a luz halógena contínua foi superior aos demais métodos, e o compósito nanoparticulado R4 (78,5% de peso de carga) apresentou resultados inferiores com o LED (Gráfico 1).

A resina R4 nanoparticulada apresentou os maiores resultados de microdureza Knoop deste estudo com valores estatisticamente significantes em relação a todos os compósitos testados independente do tipo de fotopolimerização utilizado (Gráfico 2), o que sugere que a presença de cargas de zircônia (4 a 11 nm) e sílica (20 nm) em associação ao monômero Bis-GMA e UDMA aprimora as propriedades mecânicas, o que vai de acordo com os resultados de trabalho²⁰, os quais verificaram que a resina Filtek™ Z350 XT apresentou os maiores valores de microdureza.

O método da luz halógena contínua apresentou o maior valor médio de microdureza Knoop, com diferença estatística significativa quando comparado com os

demais, independente do material. O método da luz halógena pulsátil apresentou o menor valor médio de microdureza Knoop em relação à luz halógena contínua e uma explicação possível para esses resultados seria que o aparelho realizou ciclos de 12 s, sendo 10 s com luz acesa e 2 s com a luz apagada. Consequentemente quando a luz era ligada não atingia imediatamente a intensidade máxima do aparelho de 600 mW/cm², permanecendo com baixa intensidade no primeiro instante, somente atingindo a intensidade máxima pouco antes de completar o ciclo. Como o tempo em que o aparelho permaneceu nessa intensidade foi curto, a eficácia ativadora da luz seria na repetição contínua do ciclo, embora, o somatório da intensidade fosse considerado insuficiente para uma adequada polimerização. Entretanto, os corpos-de-prova polimerizados por este método provavelmente ficaram sujeitos a menores taxas de energia de luz, causando menor microdureza ao material³⁰.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, concluiu-se que:

1- Dentre as resinas compostas microhíbridas a que apresentou microdureza superficial superior foi Ice® (SDI, Bayswater, Victoria, Austrália).

2- A resina Filtek™ Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) obteve a melhor microdureza superficial dentre todas as resinas, independente do método de fotoativação utilizado.

3- O aparelho de luz halógena proporcionou melhores resultados de microdureza superficial do que o aparelho com sistema LED utilizado nesta pesquisa.

AGRADECIMENTO

Ao Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica – CNPq/UFAL/FAPEAL.

REFERÊNCIA

1. Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in light- cured composites. *Dent Mater.* 1987 Feb; 3(1):19–25.2. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006 Mar 1; 11(2):E215-20.
3. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent.* 2005 Mar-Apr;30(2):257-64.
4. St-Georges AJ, Swift EJ, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent.* 2002;27(4):410-7.
5. Asmussen E. Restorative resins: Hardness and strength vs. Quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res.* 1982Dec; 90(6):484–9.
6. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986 Jan; 20(1):121-31.
7. Machado CT, Porto Neto ST, Cruz CAS, Loffredo LCM. Avaliação da microdureza de uma resina composta híbrida

- submetida a três tipos de aparelhos fotopolimerizadores. *JBC J Bras Clin Odontol Integr.* 2002; 6(32):165-9.
8. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: Flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000 Jul; 21(13):1379-85.
9. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999; (25): S4-15;quiz S73
10. Soh MS, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent.* 2004 May; 32(4):321-6.
11. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater.* 2004 Jan;20(1):21-8.
12. Mills RW, Uhl A, Blackwell G, Jandt KD. High power light emitting (LED) arrays versus halogen light light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials.* 2002 Jul; 23(14):2955-63.
13. Price RB, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent.* 2003; 5:193-7.
14. Lindberg A, Peutzfeldt A, Van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig.* 2005 Jun; 9(2):71-6.
15. da Silva EM, Poskus LT, Guimarães JG, de Araújo Lima Barcellos A, Fellows CE. Influence of light polymerization modes on degree of conversion and crosslink density of dental composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2008 Mar;19:1027-32.
16. Ulson RCB, Braga SRMS, Sobral MAP, Turbino ML, Youssef MN. Avaliação in vitro da microdureza de novos compósitos em diferentes espessuras. *Rev Inst Ciênc Saúde.* 2007; 25(4):423-9.
17. Busato ALS, Valim RR, Arossi G, Reichert L, Sonza Q, Melo G. Métodos de fotopolimerização. *Stomatos.* 2007;13(24): 45-52.
18. Price RB, Rueggeberg FA, Labrie D, Felix CM. Irradiance uniformity and distribution from dental light curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2010 Apr; 22(2) 86-101.
19. Cotrina LAD, Sousa AM, Pereira SK, Gomes OM, Gomes JC. Efeito de diferentes sistemas de fotopolimerização na microdureza de uma resina composta Bleach Shade. *JBD Rev Iberoam Odontol Estet Dent.* 2003; 2(8):348-57.
20. Menezes PF, Carvalho HJC, Neto ABV, Guimarães RP, Slnhoreti MAC, Vitti RP. Evaluation of Knoop microhardness of nanoparticle resins according to the light curing apparatus. *Int J Dent.* Recife 2010; 9(1):11-15.
21. Bosquioli V, Franco EB, Pereira JC, Navarro MFL, Mondelli RFL. Fotopolimerização de resina composta com luz halógena e LED. *RGO.* 2006; 54(2):129-133.
22. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J. Esthet Restor Dent.* 2002; 14(5):286-95
23. Craig RG, Powers J.M. *Materiais Dentários Restauradores.* Livraria Santos Editora, 11a ed, 704p. São Paulo, 2004.
24. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater.* 2004 Jan; 20(1):72-9.
25. Burgees JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing and update. *Compend Contin Educ Dent.* 2002 Oct; 23(10):889-906.
26. Price RB, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrowbandwidths from 394 to 515 nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater.* 2009 Jul; 25(7):899-908.
27. Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.* 2002; 63(6):729-38.
28. Ali MZ, Oxman JD, Ubel FA, Palazotto MC (1996) Ternary photoinitiator system for addition polymerization. *US Pat No 5545676.*
29. Gomes M, DeVito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T, Froes-Salgado N, Yamazaki L, Silva L, Zezell D. Temperature increase at the light guide tip of 15 contemporary LED units and thermal variation at the pulpal floor of cavities: An infrared thermographic analysis. *Oper Dent.* 2013 May-Jun; 38(3): 324-33.
30. Consani S, Pereira SB, Slnhoreti MAC, Sobrinho LC. Efeito dos métodos de fotoativação e de inserção sobre a dureza de resinas compostas. *Pesquisa Odontol Bras.* 2002; 16(4):355-360