

Influência do Tipo de Ponteira Condutora de Luz de Aparelhos LED na Microdureza das Resinas Compostas

Renzo Alberto CCAHUANA-VÁSQUEZ^a, Carlos Rocha Gomes TORRES^b, Maria Amélia

Máximo de ARAUJO^b, Andrea Anido ANIDO^c

^aEstagiário, Faculdade de Odontologia - UNESP
12245-000 São José dos Campos - SP

^bDepartamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia - UNESP
12245-000 São José dos Campos - SP

^cPós-graduanda em Odontologia Restauradora,
Nível de Doutorado, Faculdade de Odontologia - UNESP
12245-000 São José dos Campos - SP

Ccahuana-Vásquez RA, Torres CRG, Araujo MAM, Anido AA. Influence of the different light-curing tips of LED photo-curing units in the microhardness of the composite resins. Rev Odontol UNESP. 2004; 33 (2): 69-73.

Resumo: Avaliou-se a influência do tipo de ponteira condutora de luz de aparelhos LED na microdureza das resinas compostas. Os espécimes foram confeccionados utilizando-se matriz de aço com perfurações padronizadas. As resinas Fill Magic-Vigodent (FM), Z100-3M, TPH Spectrum-Dentsply (TPH) e Glacier-SDI (GL) foram inseridas em incremento único e polymerizadas (40 s) com os aparelhos Optilight LD-Gnatus (OL) e Light 3000-Clean Line (LI), alternando-se o tipo de ponteira condutora de luz (Fibra Óptica-FO ou Polímero-PO) e vieram a compor os seguintes grupos (n = 10): G1A - FM + OL + FO; G1B - FM + OL + PO; G2A - FM + LI + FO; G2B - FM + LI + PO; G3A - Z100 + OL + FO; G3B - Z100 + OL + PO; G4A - Z100 + LI + FO; G4B - Z100 + LI + PO; G5A - TPH + OL + FO; G5B - TPH + OL + PO; G6A - TPH + LI + FO; G6B - TPH + LI + PO; G7A - GL + OL + FO; G7B - GL + OL + PO; G8A - GL + LI + FO; G8B - GL + LI + PO. A dureza Vickers da superfície foi avaliada por meio de um microdurômetro (FM-700, Future-Tech, 50 g/10 s). Para a análise estatística, foram empregados os testes t não pareado, ANOVA e Tukey. As médias (\pm DP) obtidas foram: G1A:45,9(\pm 1,8)/G1B:47,9(\pm 2,8) com p = 0,08; G2A:44,3(\pm 2,6)/G2B:41,5(\pm 3,2) com p = 0,04; G3A:90,0(\pm 2,3)/G3B:90,4(\pm 3,7) com p = 0,77; G4A:81,55(\pm 5,0)/G4B:79,4(\pm 4,6) com p = 0,34; G5A:46,55(\pm 1,4)/G5B:52,60(\pm 2,0) com p = 0,00; G6A:42,3(\pm 2,5)/G6B:42,9(\pm 3,7) com p = 0,70; G7A:36,1(\pm 4,1)/G7B:39,1(\pm 3,3) com p = 0,09; G8A:23,8(\pm 1,9)/G8B:22,0(\pm 1,8) com p = 0,04. Concluiu-se que, para o aparelho Optilight LD, a ponteira polimérica proporciona melhores resultados, enquanto, para Light 3000, a ponteira de fibra óptica é mais favorável.

Palavras-chave: Fotopolimerização; luz emitida por diodo; resinas compostas.

Abstract: The aim of this study was to evaluate the influence of different light-curing tips of LED photo-curing units in the microhardness of the composite resins. The specimens were prepared with a steel matrix standardized. The composites Fillmagic-Vigodent (FM), Z100-3M, TPH Spectrum-Dentsply and Glacier-SDI (GL) were inserted in a bulk increment and photocured (40s) using the photocuring units Optilight LD-Gnatus (OL) and Light 3000-Clean Line (LI), altering the type of light-curing tips (Fiber Optic-FO or Polymer-PO) resulting in the following groups (n = 10): G1A - FM + OL + FO; G1B - FM + OL + PO; G2A - FM + LI + FO; G2B - FM + LI + PO; G3A - Z100 + OL + FO; G3B - Z100 + OL + PO; G4A - Z100 + LI + FO; G4B - Z100 + LI + PO; G5A - TPH + OL + FO; G5B - TPH + OL + PO; G6A - TPH + LI + FO; G6B - TPH + LI + PO; G7A - GL + OL + FO; G7B - GL + OL + PO; G8A - GL + LI + FO; G8B - GL + LI + PO. The hardness Vickers of the surface was evaluated with a microhardness tester (FM-700, Future-Tech, 50g/10s). For

statistical analysis were used the non-paired t, ANOVA and Tukey's tests. The mean (\pm SD) obtained were: G1A:45,9(\pm 1,8)/G1B:47,9(\pm 2,8) with $p = 0,08$; G2A:44,3(\pm 2,6)/G2B:41,5(\pm 3,2) with $p = 0,04$; G3A:90,0(\pm 2,3)/G3B:90,4(\pm 3,7) with $p = 0,77$; G4A:81,55(\pm 5,0)/G4B:79,4(\pm 4,6) with $p = 0,34$; G5A:46,55(\pm 1,4)/G5B:52,60(\pm 2,0) with $p = 0,00$; G6A:42,3(\pm 2,5)/G6B:42,9(\pm 3,7) with $p = 0,70$; G7A:36,1(\pm 4,1)/G7B:39,1(\pm 3,3) with $p = 0,09$; G8A:23,8(\pm 1,9)/G8B:22,0(\pm 1,8) with $p = 0,04$. We concluded that for OL + TPH a greater hardness was observed when the PO was used. For LI + FM and LI + GL a greater hardness was observed when the FO was used.

Keywords: Photopolymerization; light emitting diode; composite resins.

Introdução

As resinas compostas são materiais amplamente utilizados na prática odontológica atual, tanto para restaurações de dentes anteriores como posteriores. Neste último caso, a resistência mecânica do material torna-se extremamente relevante, tendo grande conseqüências na durabilidade das restaurações^{6,11,16,20}. Para conseguir-se o máximo de resistência para cada material, é fundamental que a sua polimerização seja a mais completa possível^{3,6,16}.

Nas resinas compostas atuais, o comprimento de onda aproveitado pelos fotoiniciadores é bastante restrito e está na faixa dos 468 nm^{1,3,7}. Tradicionalmente, as unidades fotoativadoras são munidas de lâmpadas que possuem um filamento de tungstênio dentro de um ambiente saturado de gás halógeno. Com a passagem de corrente elétrica, esse filamento gera calor e luz com variados comprimentos de onda. Visando reduzir o aquecimento e selecionar o comprimento de onda mais favorável, os aparelhos convencionais fazem uso de filtros^{1,3,16}.

Além do aquecimento, outra deficiência desses aparelhos é o desgaste da lâmpada e do filtro, o que pode resultar na deficiência da polimerização e no aumento do aquecimento pela passagem de radiação infravermelha^{2,15}.

Visando suprir as deficiências das unidades convencionais, novas tecnologias vêm sendo testadas, como a utilização de laser de argônio⁸ e de arco de plasma de xenônio^{3,6,16,18,20}. Porém, esses aparelhos têm apresentado alto custo e resultados questionáveis. Outra tecnologia que vem sendo testada é a que utiliza diodos emissores de luz (LED – *light emitting diode*). Tratam-se de semicondutores capazes de emitir radiação em um comprimento de onda específico, entre 450 nm e 490 nm, eliminando a emissão de radiação infravermelha, a qual está relacionada com aquecimento^{3,11,13}.

A eficiência dos LEDs vem sendo bastante estudada, existindo bastante divergência quanto aos seus resultados^{7,9,11,13,14,18-20}. Assim como acontece com os aparelhos convencionais, a maioria dos aparelhos LEDs necessita de pontei-ras condutoras para transmitir a luz da fonte até o dente a ser restaurado. Até o presente momento, as pontei-ras de fibra óptica eram a única opção para conduzir a luz prove-

niente de lâmpadas halógenas. Porém, devido à seletividade da luz emitida pelos diodos, o problema do aquecimento é contornado, surgindo a possibilidade de utilização de outros materiais para transmitir a luz, como os polímeros. Por outro lado, pode-se lançar dúvidas quanto à eficiência dessas pontei-ras poliméricas na transmissão da luz, o que poderia ocasionar uma polimerização deficiente.

Baseado nisso, este estudo teve como objetivo comparar, através de análise de microdureza, a eficiência da polimerização obtida com o emprego de aparelhos LEDs utilizando pontei-ras convencionais de fibra óptica e pontei-ras de polímero.

Material e método

Foram testadas duas unidades fotopolimerizadoras que utilizam LEDs como fontes de luz. Essas unidades foram a Optilight LD, que dispõe de 7 LEDs e emite uma densidade de potência de 100 mW/cm² (Gnatus, Brasil), e a Light 3000 formada por 13 LEDs e que emite 50 mW/cm² (Clean Line, Brasil). As densidades de potência foram mensuradas através de um radiômetro de mão Demetron Modelo 100 (USA). Cada aparelho dispõe de duas pontei-ras condutoras da luz fornecidas pelo fabricante, uma de fibra óptica e outra de polímero.

Para a confecção dos corpos-de-prova, foram utilizadas as resinas compostas TPH Spectrum (Dentsply), Fill Magic (Vigodent), Glacier (SDI) e Z100 (3M). Todas as resinas foram testadas em cada aparelho e com suas respectivas pontei-ras.

Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando uma matriz metálica seccionada com perfurações de 5 mm de diâmetro e espessura de 3 mm. As resinas compostas foram inseridas em um incremento único. Após o preenchimento da matriz, colocou-se sobre ela uma tira de poliester e sobre esta uma lâmina de vidro, realizando-se pressão de forma a conseguir uma superfície lisa. Em seguida a lâmina de vidro foi retirada da parte superficial, e realizada a fotopolimerização por 40 segundos com a ponteira em contato com a fita de poliester. A superfície de cada espécime foi identificada com uma marca indelével. A seguir, eles

foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas.

Após o tempo de armazenagem, as superfícies de cada corpo de prova foram analisadas quanto à dureza Vickers utilizando-se um microdurômetro FM-700 (Future Tech), aplicando-se uma carga de 50 g por 10 segundos. Para cada superfície, três indentações foram realizadas de forma a se obter uma média para cada espécime.

Para analisar o efeito da ponteira para cada aparelho e resina, foi utilizado o teste t não pareado. Para comparar os aparelhos e os tipos de resina entre si, foi utilizada a análise de variância paramétrica a dois fatores, seguida pelo teste de Tukey. Para todos os testes, foi adotado um nível de significância de 5%.

Resultado

Na Tabela 1 pode-se observar os resultados do teste t para cada aparelho fotopolimerizador.

Na Figura 1 pode-se comparar as médias de microdureza entre os diferentes materiais.

Observando os valores de média de dureza apresentados na Tabela 1, constata-se para o aparelho Optilight LD uma tendência de maiores valores de dureza, em todas as resinas testadas, quando utilizada a ponteira de polímero. Porém, a análise estatística mostrou que apenas para a resina TPH foram constatadas diferenças estatisticamente significantes. Por outro lado, utilizando o aparelho Light 3000, constata-se uma tendência para maiores valores de dureza quando empregada a ponteira de fibra óptica, embora diferenças significantes tenham sido constatadas apenas para as resinas Fill Magic e Glacier.

Através da ANOVA foram observadas diferenças significantes tanto para o fator aparelho ($p = 0,00$) quanto para o fator resina ($p = 0,00$).

Nas Tabelas 2 e 3, observa-se os resultados dos testes de Tukey para os fatores tipo de aparelho e tipo de resina respectivamente.

O teste de Tukey mostrou que o aparelho Optilight LD propiciou maiores valores de dureza em relação ao Light 3000 (Tabela 2). Com relação aos tipos de resina, foram observados maiores valores de dureza com a Z100.

Não foram constatadas diferenças significantes entre as resinas TPH e Fill Magic, porém estas apresentaram valores significantemente maiores que a Glacier (Tabela 3).

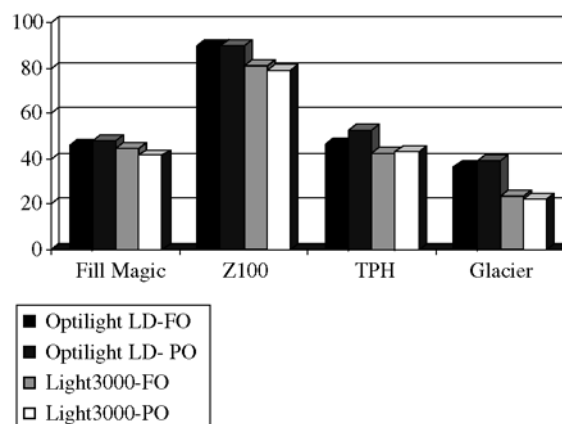


Figura 1. Médias de microdureza apresentadas para cada resina com uso dos dois aparelhos de fotopolimerização e respectivas pontesiras.

Tabela 2. Resultados do teste de Tukey do fator aparelho

Aparelho	Média	Conjunto*
Optilight LD	56,09	A
Light 3000	47,27	B

*Os conjuntos com as mesmas letras não apresentam diferenças significantes

Tabela 3. Resultado do teste de Tukey do fator resina composta

Resina	Média	Conjunto*
Z100	85,37	A
TPH	46,12	B
Fillmagic	44,94	B
Glacier	30,29	C

*Os conjuntos com as mesmas letras não apresentam diferenças significantes

Tabela 1. Valores da média (\pm desvio padrão) de dureza e resultados do teste t para os diferentes grupos de resina

Resina Composta	Aparelhos Fotopolimerizadores					
	Optilight LD		p	Light 3000		p
Fibra óptica	Polímero	Fibra óptica		Polímero		
Fill Magic	45,9 (\pm 1,8)	47,9 (\pm 2,8)	0,08	44,3 (\pm 2,6)	41,5 (\pm 3,2)	0,04*
Z100	90,0 (\pm 2,3)	90,4 (\pm 3,7)	0,77	81,5 (\pm 5,0)	79,4 (\pm 4,6)	0,34
TPH	46,5 (\pm 1,4)	52,6 (\pm 2,0)	0,00*	42,3 (\pm 2,5)	42,9 (\pm 3,7)	0,70
Glacier	36,1 (\pm 4,1)	39,1 (\pm 3,3)	0,09	23,8 (\pm 1,9)	22,0 (\pm 1,8)	0,04*

*Diferença estatisticamente significante

Discussão

Os materiais restauradores fotoativados são fundamentais na Odontologia contemporânea. A maioria dos sistemas resinosos utiliza como fotoiniciador a canforoquinona, como uma diquetona com capacidade de absorver a luz, cujo maior nível de absorção está na região azul do espectro de luz visível, no comprimento de onda de 468 nm^{3,7}. A tecnologia LED utiliza a união de semicondutores para produzir luz azul dentro da faixa de 450 nm – 490 nm³.

As fontes de luz utilizadas para polimerizar as resinas compostas fotoativadas devem cumprir requisitos para realizar uma ótima polimerização. A luz conduzida até a resina deve ser suficiente para uma adequada absorção do fotoiniciador, sendo também necessário corretos comprimento de onda e tempo de polimerização¹⁰. Uma polimerização inadequada provoca níveis baixos nas propriedades físicas desses materiais, como falhas na retenção, alta solubilidade, infiltração marginal e resposta pulpar adversa pelos monômeros não polimerizados^{16,17}.

Durante muito tempo os aparelhos fotopolimerizadores halógenos têm utilizado ponteiras de transmissão de luz de fibra óptica. O uso de ponteiras de polímero foi proposto como uma alternativa de menor custo, mas suas propriedades de transmissão poderiam ser afetadas pelo aquecimento gerado pelos aparelhos halógenos. No entanto, Rueggeberg et al.¹⁵ (1998) demonstraram que as propriedades de transmissão das ponteiras poliméricas não se alteram quando usadas por 6 minutos nesses aparelhos. Todavia, como os aparelhos LED não produzem aquecimento, a ponteira de polímero tornou-se uma alternativa interessante, passando a ser comercializada com esses aparelhos.

Os resultados mostraram que, dependendo do aparelho usado, valores diferentes de dureza foram registrados na comparação das ponteiras. Utilizando o aparelho Optilight LD e a ponteira de polímero, para algumas resinas, os resultados foram estatisticamente superiores aos obtidos com a ponteira de fibra óptica. Utilizando o aparelho Light 3000 e as resinas Fill Magic e Glacier, observamos maiores valores de dureza com a ponteira de fibra óptica em relação à ponteira polimérica.

Rueggeberg et al.¹⁵ (1998) compararam ponteiras de fibra óptica e de polímero em aparelhos halógenos quanto aos fatores que podiam afetar a transmissão de luz. Os resultados mostraram que a intensidade de luz foi dependente da marca da ponteira plástica usada e dos aparelhos testados, vindo ao encontro dos nossos resultados. Fatores como a presença de impurezas ou imperfeições no interior da ponteira podem afetar a transmissão da luz, e isso pode estar relacionado aos resultados por nós observados¹⁵.

O contato da ponteira polimérica com qualquer outra superfície, como luvas ou bochechas, durante a fotoativação também pode interferir na transmissão luminosa. O motivo

pelo qual a superfície externa da ponteira plástica é tão sensível pode ser entendido pela forma como a luz é transmitida através de um meio. A luz que entra no polímero é refratada em um ângulo proporcional à razão entre o índice de refração do ar e do meio de transmissão (neste caso o polímero). A luz viaja dentro do plástico até a superfície externa, sendo refratada para o interior do material em contato com o polímero. Quando alguma superfície entra em contato com a ponteira de polímero, como luvas, lábio ou bochecha, pode resultar em uma transmissão de luz dentro desses meios, diminuindo a energia luminosa que se transmitiria à resina composta com a posterior diminuição de suas propriedades. Em uma situação clínica, isto representa uma desvantagem, uma vez que o contato do polímero com outras superfícies (lábio, bochecha, dique de borracha, etc.) pode inadvertidamente ocorrer¹⁵.

Uma adequada polimerização que garanta ótimas propriedades mecânicas é influenciada pela composição das resinas, pelo tempo de polimerização e o tipo de fonte de luz¹⁶. Outros fatores, como tipo de partícula, cor e translucência da resina composta, também apresentam uma influência significativa⁹. Neste estudo, as resinas mostraram diversos valores de dureza porque são diferentes em tipo de partícula e em composição. As médias de dureza das resinas Glacier e Fill Magic são as menores dentre os materiais testados (Tabela 1). Isto se deve ao fato de que são do tipo microhíbridas, nas quais as micropartículas causam dispersão da luz diminuindo a eficiência da polimerização¹². A média de dureza da Z100 representa o maior valor dentre as resinas testadas devido ao fato de possuir como carga partículas de zircônio-sílica, de maior dureza que os vidros cerâmicos. Além disso, pelo formato semi-esférico dessas partículas, existe um baixo cisalhamento entre elas, e o fabricante consegue inserir maior quantidade de carga^{4,17}.

Com relação aos aparelhos, a média de dureza para o Optilight LD foi superior à do Light 3000 (Tabela 2). Acreditamos que isto se deva principalmente à diferença da densidade da potência de luz emitida entre eles.

Embora neste estudo laboratorial tenham sido observadas diferenças significativas entre as ponteiras com relação à microdureza das resinas, esses resultados não podem ser extrapolados diretamente para situações clínicas. Estudos *in vivo* são necessários para comprovar o papel dessas diferenças na longevidade das restaurações.

Conclusão

Com base nos resultados pode-se concluir que:

- a procedência e as características inerentes às ponteiras poliméricas e de fibra óptica influenciam a eficiência de transmissão de luz e conseqüentemente a dureza;

- para o aparelho Optilight LD a ponteira polimérica é mais eficiente;
- para o aparelho Light 3000 a ponteira de fibra óptica é mais eficiente;
- o aparelho Optilight LD proporciona maiores valores de dureza que o Light 3000;
- a resina Z100 apresentou maiores valores de dureza que as demais.

Referências

1. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent.* 2000; 13 (sp iss): 77D-81D.
2. Bargui N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc.* 1994 ; 125: 992-6.
3. Bolla M, St-Georges AJ, Fortin D. Photopolimérisation des composites dentaires: quoi de neuf ? *J Dent Québec* 2002 ; 39 : 149-57.
4. Cunha LG, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L, Goés MF. Efeitos dos métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de compósitos odontológicos. *PGR: Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos.* 2001; 4: 36-42.
5. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater.* 2003 ; 19 : 517-22.
6. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater.* 2003 ; 19 : 493-500.
7. Dunn W, Bush AA comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133: 335-41.
8. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc.* 1999; 65: 447-50.
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.
10. 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 Rehabil.* 2001; 28: 586-91.
11. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001; 17: 309-15.
12. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionic A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. *Oper Dent.* 2001; 26: 176-80.
13. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999; 186: 388-91.
14. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials.* 2002; 23: 2955-63.
15. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips. *Oper Dent.* 1994; 23: 179-84.
16. Santos MJMC, Silva e Souza Jr MH, Mondelli RFL. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. *Jbd: J Bras Dent Estet.* 2002; 1 (1): 14-21.
17. Silva EV, Araujo PA, Francisconi PAS. Adaptação marginal e dureza de resinas compostas. Influência de métodos de ativação, avaliação de adaptação com moldes de elastômeros. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2002; 10 (1): 7-16.
18. Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 662-7.
19. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials.* 2003; 24: 1787-95.
20. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composite by different light sources. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 1165-73.

