

Grau de polimerização de LED e luz halógena

Degree of polymerization with LED and halogen light

Silvia Patricio Gianoni Capenakas *
Fernando Seishim Hanashiro *
Valéria Soprano **
Miriam Lacalle Turbino ***

Resumo

Introdução – Avaliar a efetividade de polimerização dos diferentes aparelhos LED. **Material e Métodos** – Foram confeccionados 200 corpos-de-prova com resina micro-híbrida, distribuídos em 40 grupos (n = 5). Os corpos-de-prova foram confeccionados nas espessuras de 1, 2, 3 e 4 mm e fotoativados nos tempos de 20 e 40 segundos com os aparelhos: Bright Lec – MM Optics®; Lec 470 – MM Optics®; Optilight CL – Gnatus® e Degulux Softstart – Degussa®. As medidas de microdureza Vickers foram obtidas com carga de 50 gF por 45 s e submetidas à ANOVA e teste Tukey. **Resultados** – A fotoativação em 40s promoveu maior microdureza que em 20s. Na comparação entre grupos, os maiores valores de microdureza foram obtidas com a luz halógena e Bright Lec em 0 mm. Entre os valores que obtiveram pelo menos 80% de microdureza máxima, os aparelhos Optilight CL em 0 e 1mm nos tempos de 40s, Lec 470 apenas na superfície irradiada, Bright Lec em 0 e 1 mm nos tempos de 20 e 40 s e Degulux Softstart em 0, 1 e 2 mm em 20s e 0 a 3 mm em 40 s (p < 0,05). **Conclusão** – Concluiu-se que os aparelhos LED: Optilight CL e Bright Lec polimerizaram satisfatoriamente até 1 mm em 40 s, porém com o Lec 470 os valores de microdureza não caracterizavam polimerização suficiente da resina composta.

Palavras-chave: Resinas compostas; Sensibilidade da dentina; Equipamentos odontológicos

Abstract

Introduction – Evaluate polymerization effectiveness of different LED devices. **Material and Methods** – Two hundred test specimens had been confectioned with micron-hybrid composite and distributed in 40 groups (n = 5). Each one had been confectioned in 1, 2, 3 and 4 mm thicknesses and light-cured in 20 and 40 seconds using: Bright Lec – MM Optics®; Lec 470 – MM Optics®; Optilight CL – Gnatus® and Degulux Softstart – Degussa® light curing units. VICKERS microhardness measures had been gotten with 50 gF load for 45 s and submitted ANOVA and TUKEY test. **Results** – Light-curing during 40s promoted greater microhardness than in 20 s. Between groups, the biggest microhardness values had been gotten with halogen light and Bright Lec in 0 mm. Between the values that had gotten at least 80% maximum microhardness. Optilight CL in 0 and 1 mm in 40 s, Lec 470 only on radiated surface. Bright Lec in 0 and 1 mm in 20 and 40 s and Degulux Softstart in 0, 1 and 2 mm in 20 s and 0 to 3 mm in 40 s (p < 0,05). **Conclusion** – Optilight CL and Bright Lec had polymerized satisfactorily until 1 mm in 40 s however with Lec 470 microhardness values did not characterize enough composite resin polymerization.

Key words: Composite resins; Dentin sensitivity; Dental equipments

Introdução

Há alguns anos a estética tem sido muito exigida para os tratamentos bucais, e um dos tratamentos mais realizados visando à estética é a restauração direta em resina composta. Porém para obter resultados não apenas estéticos, mas também funcionais e com boa longevidade deve-se atentar para as propriedades da resina composta quanto à sua reação de polimerização. Entre estas pode-se citar a contração de polimerização, a profundidade de polimerização e a dureza superficial. Todas estas propriedades quando bem controladas poderão dar resultados mais satisfatórios e duradouros.

O meio mais comumente usado para a fotoativação

de resinas compostas é a luz halógena, porém com o advento dos aparelhos a LED (Light Emitting Diode), está havendo uma grande busca pelos profissionais desta nova tecnologia.

Segundo La Torre *et al.*⁵ (2003) uma boa técnica de polimerização tem a intenção de aumentar as propriedades de dureza superficial, resistência à compressão, capacidade adesiva, e minimizar efeitos indesejados como: contração de polimerização, presença de monômero residual e aumento da temperatura. E ainda, uma polimerização incompleta e a excessiva contração de polimerização podem deixar a restauração mais suscetível à variação da cor, e torná-la mais solúvel no ambiente oral possibilitando a microinfiltração marginal.

* Cirurgiões-dentistas. E-mail: fsh@click21.com.br

** Mestranda do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP).

*** Professora Livre Docente do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da FOUSP.

Atualmente têm-se quatro opções de fontes de luz para fotoativação dos materiais resinosos: luz halógena, arco de plasma, laser de argônio e LED.

A mais utilizada e difundida é a luz halógena, que é uma luz visível com filtros. Seu comprimento de onda gira em torno de 400-500 nm^{5,11}. Esta luz é proveniente do superaquecimento de um filamento de tungstênio pela passagem de uma corrente elétrica. Para a maior eficácia da polimerização indica-se que a luz tenha uma intensidade de no mínimo 400 mW/cm².

De acordo com La Torre *et al.*⁵ (2003) menos de 1% da energia elétrica utilizada pelos aparelhos de luz halógena é convertida em energia luminosa, o restante é dissipado em forma de calor, o que pode causar dano à polpa.

O Arco de Plasma ou Lâmpada de Plasma é uma fonte de luz constituída de 2 eletrodos em meio a um gás inerte, geralmente xenônio. Este gás, incandescente, pela aplicação de uma voltagem, emite uma luz de intensidade extremamente alta de 1200 a 2000 mw/cm².⁵ Apresenta um comprimento de onda de 470 nm⁵.

O Laser mais utilizado para fotoativação de resinas é o de Argônio. A luz laser é amplificada por meio da emissão estimulada de radiação. Seu comprimento de onda é de 488 nm⁴.

Com relação à fotoativação com o laser, há controvérsias sobre a sua efetividade segundo alguns resultados¹⁵ de microdureza. O seu comprimento de onda é de 488 nm, sendo que o melhor comprimento de onda para ativação das resinas compostas gira em torno de 470 nm. O alto custo dos aparelhos a laser é outra desvantagem.

O LED cuja sigla significa luz emitida por diodo é uma combinação de dois semicondutores: um carregado negativamente e outro carregado positivamente, o resultado é uma emissão de luz com comprimento de onda entre 440-480 nm com a média em 465 nm^{3,5,11}.

Existem vantagens e desvantagens em cada sistema de ativação. A luz halógena apresenta vida útil curta, entre 40 e 100 horas^{4,9,11} por causa da deterioração do bulbo, refletor e filtro gerando uma diminuição da emissão luminosa da lâmpada^{4,7,9,11-12}. O tempo necessário para a polimerização é outra desvantagem, por ser longo. A indústria tem focado na diminuição do tempo necessário para a polimerização através de aparelhos com maior potência, ou alterando-se as resinas compostas, ou alterando-se os fotoiniciadores^{9,11}.

A expectativa de vida do LED é quase ilimitada⁵. Pode-se salientar vantagens desse aparelho^{5,11}: como a produção mínima de calor, ausência de filtro, baixo consumo de energia, portabilidade e longevidade do aparelho.

Quase 100% da luz emitida favorece a ativação da canforquinona durante todo o processo de fotoativação, diferentemente do que ocorre com outras lâmpadas de fotoativação onde a maior parte dos fótons emitidos não estão restritos ao intervalo ótimo de comprimento de onda que é de 450 a 490 nm^{3,5,11}. Este fato gera uma desvantagem destes aparelhos, pois não deverão ser usados com resinas cujo fotoiniciador não seja a canforquinona.

Os primeiros LEDs fabricados apresentavam vários LEDs, os atuais, apresentam apenas 1 LED sendo denominado de super LEDs ou mega LED. Estes apresentam um espectro de luz um pouco mais amplo, podendo polimerizar resinas que contenham outros fotoiniciadores e não apenas a canforquinona.

Segundo Oberholzer *et al.*¹¹ (2004) a dureza superficial pode ser usada como um método indireto para mensuração do grau de conversão e, importantes informações podem ser conseguidas comparando-se os valores de dureza no topo e na profundidade do corpo de prova.

Este trabalho tem o objetivo de comparar a profundidade de polimerização por meio da dureza da resina composta Filtek Z250 quando comparada com duas fontes de fotoativação: o LED e a lâmpada halógena; avaliando-se três diferentes aparelhos LED comercializados.

Material e Métodos

Foram confeccionados 200 corpos de provas com a resina Filtek Z 250-3M cor A3, distribuídos em 40 grupos com 5 corpos de prova. Como fontes de fotoativação foram utilizadas, a luz halógena – aparelho Degulux SoftStart® DEGUSSA, utilizando a intensidade máxima de 500 mW/cm² e cada um dos aparelhos LED – Lec 470 – MM Optics; Bright Lec – MM Optics; e Optilight CL – Gnatus, com tempos de 20 e 40 segundos. As espessuras dos corpos de prova foram de 1, 2, 3 e 4 mm, de acordo com as espessuras das matrizes utilizadas. Também foram obtidas medidas na superfície irradiada, caracterizando a região denominada de 0 mm.

Para a confecção dos corpos de prova foram utilizadas matrizes circulares de polipropileno pretas¹⁶, com cavidade de 4 mm de diâmetro e alturas de 1, 2, 3 e 4 mm.

Cada matriz foi apoiada sobre uma lâmina de vidro para microscópio que serviu de apoio e possibilitou a obtenção de uma superfície plana e lisa na resina composta; uma cartolina preta abaixo da lâmina de vidro evitou que existisse reflexão do fundo.

A inserção da resina foi em porção única com espátula de inserção de Thompson número 12, preenchendo a cavidade da matriz. Sobre a mesma foi posicionada uma tira de poliéster, e para o aplainamento e paralelismo da superfície foi utilizada outra lâmina de vidro de microscópio sobre a superfície, que em seguida era retirada para a fotoativação.

Após a inserção adequada, a resina composta foi fotoativada com a ponta do aparelho posicionada perpendicularmente à superfície e apoiada sobre ela, ou seja, sem nenhuma distância entre a ponta e a resina composta⁸. Houve o cuidado para que as pontas fossem posicionadas com o seu centro coincidindo com o centro do corpo de prova e sem movimentação durante a irradiação.

Após o período de uma semana de armazenamento a seco em estufa a 37°C e em recipientes protegidos da luz, sem ser removido da matriz, cada corpo de prova teve a superfície oposta à irradiada examinada com a realização

de cinco medidas, sendo uma central e outras quatro a uma distância média de 100 µm da primeira (Figura 1).

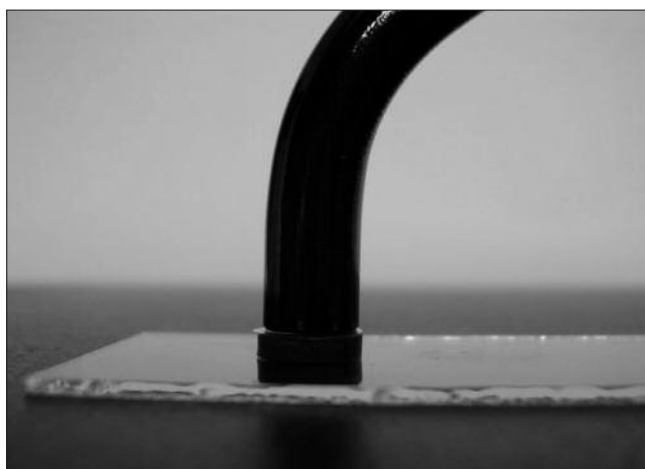


Figura 1. Fotoativação dos corpos de prova

As medidas de microdureza Vickers foram obtidas com carga de 50 gF por 45 segundos num microdurômetro HMV-2000, da Shimadzu, Japão, com auxílio do software CAMS-WIN. Para as medidas dos grupos 0 mm, foram utilizadas as matrizes de 1 mm e foi medida a dureza da superfície irradiada.

Resultados

Os resultados obtidos consistiram de 1000 valores de dureza correspondentes aos 4 aparelhos, 2 tempos, 5 espessuras, 5 repetições e 5 medidas em cada corpo de prova.

Para a análise estatística foram calculadas as médias das 5 medidas em cada corpo de prova, resultando assim 200 valores. Foi calculada a análise de variância que mostrou haver significância entre as 4 fontes ($F = 482.07$), os dois tempos ($F = 248.73$) e nas 5 espessuras ($F = 1322.87$).

Tabela 1. Tabela geral com a média das medidas obtidas em cada corpo de prova

Optilight CL		LEC 470		Bright LEC		Halógena		Profundidade
20 seg	40 seg	20 seg	40 seg	20 seg	40 seg	20 seg	40 seg	
66,6	64,4	56,8	79,2	86,3	78,5	83,9	81,1	0 mm
58,8	67,4	68,6	69,9	90,8	88,1	81,7	83,2	
66,8	72,7	63,7	71,04	89,8	83,4	84,2	79,9	
71,1	73,5	69,9	81,5	90,6	83,3	83,6	78,8	
68,2	72,2	60,6	78,06	89,4	94,8	78,6	80,1	
55,9	63,3	41,2	62,5	65,96	76,7	82,1	77,6	1 mm
58,4	69,6	40,8	65,3	78,9	77,2	80,1	75	
65,8	65,6	52,7	62,7	83,7	78	84,2	80,2	
61,1	71,9	54,5	75,1	77,3	75,2	83	82	
64,1	72,2	52,2	69,06	79,08	79,4	81,1	80	
66,4	58,9	26,5	41,5	58,9	64,6	73,4	75,9	2 mm
68,8	59,8	33,5	42,3	61,7	68,2	66,8	76	
70,1	57,5	29,4	49,1	55,7	66,8	69,6	75,8	
53,8	51,5	21	48,2	51,4	63,4	67,7	77,2	
58,4	57,5	23,3	47,8	60,02	65,9	69,7	75,3	
38,2	48,2	0	16,2	21,26	54,7	49,3	66,2	3 mm
28	47,3	0	22,9	32,84	42,6	52,8	70,9	
24,2	49,4	0	20,6	28,28	53,6	49,4	66,3	
35,3	48	0	15,7	20,86	47,1	47,6	65,2	
30,5	45,8	0	14,4	31,18	41,2	48,4	69,3	
22,7	21,3	0	0	0	24,6	21,2	49,5	4 mm
23,5	32,1	0	0	0	21	20,5	40,8	
31,8	39,3	0	0	0	24,6	19,5	53,2	
29,7	22,1	0	0	0	17,2	24	54,3	
28,2	39,3	0	0	0	19,5	28,4	51,2	

Tabela 2. Valores em porcentagem da dureza máxima / PDM porcentagem

LED Optilight CL		LEC 470		Bright LEC		Halógena		
20 seg	40 seg	20 seg	40 seg	20 seg	40 seg	20 seg	40 seg	
78,84%	83,24%	76,01%	90,42%	106,20%	101,80%	97,99%	95,87%	0 mm
72,61%	81,48%	57,41%	79,58%	91,52%	91,91%	97,63%	93,89%	1 mm
75,50%	67,83%	31,79%	54,44%	68,42%	78,22%	82,57%	90,42%	2 mm
37,15%	56,77%	0,00%	21,26%	31,89%	56,89%	58,86%	80,36%	3 mm
32,32%	36,65%	0,00%	0,00%	0,00%	25,42%	27,01%	59,22%	4 mm

Tabela 3. Polimerização aceitável (acima de 80%)

Aparelho	20 segundos	40 segundos
Optilight CL	–	0 mm e 1 mm
Lec 470	–	0 mm
Bright Lec	0 mm e 1 mm	0 mm e 1 mm
Degulux Soft Start	0 mm, 1 mm e 2 mm	0 mm, 1 mm, 2 mm e 3 mm

Para a comparação entre as médias dos grupos estudados foi calculado o valor de Tukey para a interação fonte x tempo x espessura ($T = 10,49$) (Tabela 1) onde pôde-se verificar que os maiores valores de dureza foram obtidos com luz halógena e com Bright Lec em 0 mm, sendo que a única fonte cuja dureza em 1 mm não foi diferente estatisticamente dessa maior dureza foi a luz halógena.

Para avaliação da quantidade de polimerização utilizou-se os maiores valores de dureza em 0 mm (na superfície irradiada) que foram obtidos em 20 e 40 segundos com os aparelhos Bright Lec e Degulux Soft Star, fez-se suas médias onde obteve-se o valor de 84.09 sendo este considerado como o valor de dureza máxima.

Segundo Leonard *et al.*⁶ (2002) até 80% do valor de dureza máxima pode ser considerada como um grau de polimerização aceitável. Portanto, através do valor obtido como dureza máxima organizou-se a Tabela 2 com os valores de PDM (Porcentagem de Dureza Máxima).

Na Tabela 3 apresenta-se os aparelhos e suas respectivas espessuras que obtiveram valor acima de 80%, portanto aceitável quanto à sua polimerização.

Discussão

Neste estudo foi encontrada diferença entre a dureza obtida com os aparelhos LED e com a luz halógena. A luz halógena apresentou valores mais altos de dureza, supondo assim um melhor grau de polimerização que os aparelhos LED (Gráficos 1 e 2).

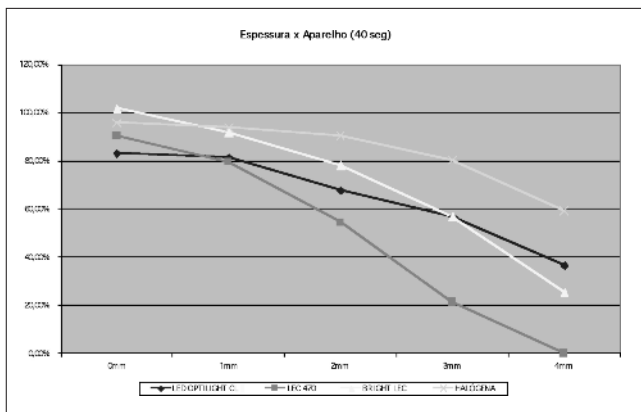


Gráfico 1. Porcentagem da Dureza Máxima em relação às espessuras comparando os quatro aparelhos de polimerização em 40 segundos de ativação

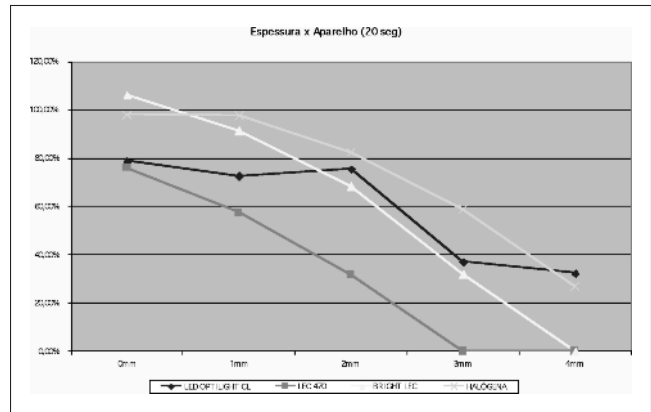


Gráfico 2. Porcentagem da Dureza Máxima em relação às espessuras, comparando os quatro aparelhos de polimerização em 20 segundos de ativação

Os resultados de pesquisa que avaliam a polimerização de resina composta com essas diferentes fontes de luz têm apresentado controvérsias como se pode observar a seguir:

Fujibayashi *et al.*² (1996) utilizaram 61 LEDs com comprimento de onda de 450 nm a uma intensidade de 100 mW/cm² comparando a profundidade de polimerização e a dureza Knoop com os resultados encontrados com a polimerização utilizando luz halógena com semelhante intensidade e não encontraram diferenças estatisticamente significante.

Em 1998, os mesmos autores demonstraram que a partir de uma mesma intensidade luminosa a profundidade de polimerização e o grau de conversão obtido com uma lâmpada LED de comprimento de onda de 470 nm eram significativamente melhores quando comparados a uma lâmpada halógena³.

Neste estudo pôde-se observar que os maiores valores se deram na superfície irradiada. Oberholzer *et al.*¹¹ (2004) também relataram resultados onde no geral os valores do topo foram maiores que os da superfície oposta, sendo que a luz halógena produziu dureza de superfície maior.

Em 2002 Dunn e Bush¹ compararam duas fontes de luz halógena a duas fontes de luz LED sendo eles respectivamente: Optilux 400 e 501 e Lumacure e Versalux e verificaram que os aparelhos de luz halógena apresentaram melhores resultados que os aparelhos LED e chegaram a conclusão que os LEDs comercialmente disponíveis precisavam de melhorias para chegarem aos resultados de polimerização conseguidos com a luz halógena.

Estudos, *in vitro*, em dentes têm sido feitos relatando grandes diferenças entre a polimerização feita com luz

halógena e com LED, alguns chegando a resultados melhores com os LEDs¹¹. Outros gerando melhores resultados com a luz halógena¹.

Outros estudos em corpos de prova também chegaram a valores diversos, como Mills *et al.*⁴ (1999) que observaram que o LED polimerizou a uma profundidade significativamente melhor que a luz halógena, também revelando a vantagem de não ter sua performance reduzida com o tempo. Nomura *et al.*¹⁰ (2002) obtiveram maiores valores de grau de polimerização com o uso do LED do que com o aparelho de luz halógena.

Verifica-se a necessidade e importância em se conseguir aparelhos LED seguramente capazes de promover grau de polimerização semelhante ou superior aos de luz halógena. Visto que a insuficiente polimerização de uma restauração em resina composta pode levar a danos como: baixo grau de conversão, aumento da citotoxicidade, redução da dureza, menor resistência ao desgaste, alteração de cor, aumento da fenda marginal e falha de adesão¹³⁻¹⁵.

Diante desses diferentes achados na literatura, verifica-se ainda a necessidade de se continuar a pesquisar fontes de ativação à base de LEDs, o que pode fazer com que as vantagens desses aparelhos em relação à maior durabilidade, menor aquecimento, possa também

se somar a uma possível melhora no grau de polimerização da resina composta.

Os fabricantes têm lançado continuamente modificações nos seus aparelhos além de serem lançados novos aparelhos, com a intenção de minimizar falhas e garantir sua eficácia.

Acredita-se que se for conseguido uma equiparação no grau de polimerização, haverá difusão dos aparelhos LED, baseado nessas vantagens acima enumeradas.

Conclusão

Os resultados deste trabalho mostram que nenhum dos três aparelhos de LED testados superou os resultados encontrados com o Degulux Soft-Start. Pode-se afirmar que o Optilight CL pode ser utilizado em incrementos de até 1 mm por 40 s. O Bright Lec promove valor de dureza satisfatório em profundidade de 1 mm com 20 s ou 40 s, porém com o Lec 470 os valores de microdureza não caracterizavam polimerização suficiente da resina composta. Com o Degulux Soft-Start obteve-se resultados capazes de polimerizar a resina composta em profundidades de 2 mm em 20 s e 40 s e 3 mm em 40 s. O tempo de 40 segundos promoveu valores de dureza maiores que 20 segundos em todos os casos.

Referências

- Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133(3):335-41.
- Fujibayashi K, Ishimaru K, Kohno A. A study on light activation units using blue light emitting diodes. *J Jpn Dent Pres Acad.* 1996;39(1): 180-8.
- Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn.* 1998;34:49-53.
- 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.
- La Torre G, Marigo L, Pascarella GA, Rumi G. Tecnologia light-emitting diodes (LED) applicata alla fotopolimerizzazione delle resine composite. *Minerva Stomatol.* 2003;52(5):193-200.
- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14(5):286-95.
- Meniga A, Kme A, Tarle Z. The efficiency of different light sources for composite curing [abstract 2318]. *J Dent Res.* 1999;78:395.
- 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, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999;186(8):388-91.
- Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M. Thermal analysis of dental resins cured with blue light emitting diode (LED). *J Biomed Mater Res.* 2002;63(2):388-91.
- Oberholzer T, Schunemann M, Kidd M. Effect of Led curing on microleakage and microhardness of class V resin-based composite restorations. *Int Dent J.* 2004;54(1):15-20.
- Pilo R, Oeligiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among units in clinical use. *J Dent.* 1999; 27:235-43.
- Price RB, Dérand T, Lonev W, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent.* 2002;15(1):47-53.
- Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guteryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent.* 2003;28(5):628-34.
- Turbino ML. Profundidade de polimerização de resina composta ativada com laser de Argônio. [Tese de Livre-Docência]. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2004.
- Turbino ML, Santos LA, Matson E. Microdureza de resina composta fotopolimerizável: a cor da matriz experimental pode alterar os resultados dos testes? *Pesqui Odontol Bras.* 2000;14(3):232-6.

Recebido em 23/4/2007

Aceito em 23/5/2007

Degree of polymerization with LED and halogen light

Silvia Patricio Gianoni Capenakas*
Fernando Seishim Hanashiro*
Valéria Soprano**
Miriam Lacalle Turbino***

Abstract

Introduction – Evaluate polymerization effectiveness of different LED devices. **Material and Methods** – Two hundred test specimens had been confectioned with micron-hybrid composite and distributed in 40 groups ($n = 5$). Each one had been confectioned in 1, 2, 3 and 4 mm thicknesses and light-cured in 20 and 40 seconds using: Bright Lec – MM Optics®; Lec 470 – MM Optics®; Optilight CL – Gnatus® and Degulux Softstart – Degussa® light curing units. VICKERS microhardness measures had been gotten with 50 gF load for 45 s and submitted ANOVA and TUKEY test. **Results** – Light-curing during 40s promoted greater microhardness than in 20 s. Between groups, the biggest microhardness values had been gotten with halogen light and Bright Lec in 0 mm. Between the values that had gotten at least 80% maximum microhardness. Optilight CL in 0 and 1 mm in 40 s, Lec 470 only on radiated surface. Bright Lec in 0 and 1 mm in 20 and 40 s and Degulux Softstart in 0,1 and 2 mm in 20 s and 0 to 3 mm in 40 s ($p < 0,05$). **Conclusion** – Optilight CL and Bright Lec had polymerized satisfactorily until 1 mm in 40 s however with Lec 470 microhardness values did not characterize enough composite resin polymerization.

Key words: Composite resins; Dentin sensitivity; Dental equipments

Introduction

In the recent years the esthetic has been demanded for the buccal treatments and one of the most esthetic treatment made is the composite resin direct restoration. However to get results not only esthetic, but also functional with good durability we must attempt for the composite resin properties like the polymerization reaction. At these cases we can cite the polymerization contraction, the polymerization depth and the surface hardness. All these properties could give us more satisfactory and lasting results when well controlled.

The meaning more common used for the light-cured composite resins is the halogen light, however with the coming of the LED (Light Emitting Diode) devices, there are inquiries to professionals for this new technology.

As La Torre *et al.*⁵ (2003) a good polymerization technique has the meaning to increase the surface hardness properties, compressive strength, adhesive capacity and reduction of the undesirable effects like: polymerization contraction, presence of residual monomer and temperature increase. And an incomplete polymerization and the extreme contraction of polymerization can leave the restoration more susceptible to the variation of the color, and becoming more soluble in the oral environment making possible microleakage.

Currently we have four options of sources of light for light-curing: halogen light, plasma arc, argon laser and LED.

The most used and spread out it is the halogen light, that is a visible light with filters. Its wave length is around 400-500 nm^{5,11}. This light is proceeding from the tungsten filament overheating in a passage of electric chain. To the most polymerization effectiveness is indicate that the light has an intensity of a minimum 400 mW/cm².

As La Torre *et al.*⁵ (2003) less than 1% of the electric energy used for the halogen device lights is converted into luminous energy and the remain energy is wasted in the form of heat form, which can cause damage to the pulp.

The Plasma Arc or Plasma light bulb is a source of light consisting in 2 electrodes in a way of an inert gas, generally xenon. This gas incandesces for the voltage application and emits a extremely high intensity light of 1200 to 2000 mW/cm². The presents a wave length of 470 nm⁵.

The most used laser for light curing is the Argon. The laser light is amplified by the stimulated emission of radiation. Its wave length is 488 nm⁴.

At laser light curing, it has controversies on its effectiveness according to some results of microhardness¹⁵. Its wave length is 488 nm, but the best wave length for composite resins activation is around 470 nm. The high cost of the laser device is the other disadvantage.

The LED whose acronym means Light Emitted for Diode is a combination of two semiconductors: one loaded negatively and the other loaded positively, resulting in

* Dental Surgeons. E-mail: fsh@click21.com.br

** Graduate students, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, University of São Paulo.

*** PhD, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, University of São Paulo.

an emission of light with wave length between 440~480 nm with a average in 465 nm^{3,5,11}.

There are some advantages and disadvantages in each activate system. The halogen light presents short useful life, between 40 to 100 hours^{4,9,11} because of the deterioration of the bulb, reflector and filter generating a luminous emission reduction of the lamp bulb^{4,7,9,11-12}. The long necessary time for the polymerization is another disadvantage. The industry has focus in the polymerization necessary time reduction through devices with elevated power or changing the composite resins, or changing the photoinitiators^{9,11}.

The LED life expectative is almost unlimited⁵. It can be pointed some advantages of this device^{5,11} the minimum heat production, absence of filter, low consumption of energy, portable and device durability.

Almost 100% of the emitted light support the canphorquinone activation during all the photoactivation process, differently of what occurs with other light-curing bulbs where most of emitted photons are not restricted to the excellent interval of wave length that is 450 to 490 nm^{3,5,11}. This fact generates a disadvantage of these devices therefore they have not being used with resins whose photoinitiator were not canphorquinone.

The first manufactured LED presented lots of diodes, but the current one presents only 1 diode become calling superLED or megaLED. These kinds present wider light specter, being able to polymerize resins containing other photoinitiators not only the canphorquinone.

As Oberholzer *et al.*¹¹ (2004) the surface hardness can be used as an indirect method for the conversion degree measurement and important information can be obtained comparing the hardness values in the top and the depth of the test specimen.

This work has the aim to compare the polymerization depth by means the Filtek Z250 composite resin hardness when compared with two sources of light-curing: the LED and the halogen light evaluating three different commercial LED devices.

Material and Methods

Two hundred tests specimen has been prepared with the Filtek Z 250-3M resin in the A3 shade distributed in 40 groups with 5 test specimens each one. The light sources used was, the halogen light – Degulux SoftStart® DEGUSSA device, using 500mW/cm² maximum intensity and each one of the LED – Lec 470 – MM Optics, Bright Lec - MM Optics, and Optilight CL – Gnatus devices, with 20 and 40 seconds of time. The test specimen thicknesses has been 1, 2, 3 and 4 mm, in accordance with the used matrices thicknesses. Also radiated surface measures has been gotten characterizing the region called 0 mm.

Black polypropylene¹⁶ circular matrices has been produced as the test specimen, with cavity of 4 mm diameter and 1, 2, 3 and 4 mm heights.

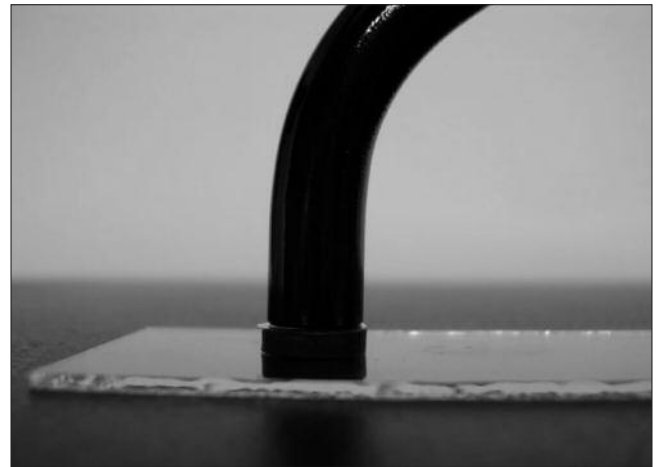


Figure 1. Photocuring of specimens test

Each matrix was supported on a microscope glass blade that served as a plain and smooth composite resin surface; a black board below of the glass blade prevented the reflection of the deep.

The resin insertion was a only portion with Thompson number 12 spatula filling the matrix cavity. On that a polyester strap was located and for the surface planning and parallelism another microscope glass blade was used on the surface, that after that it was removed for the light-curing.

After the adjusted insertion, the composite resin was light-cured with the tip of the located device perpendicularly to the surface and supported on it, i.e., with no distance between the tip and the composite resin⁸. The tips were warning located with its center coinciding with the center of the test specimen and without movement during the radiation.

After the period of one week of dry storage in kiln at 37°C protected of the light containers, without being removed from the matrix, each test specimen has the opposing surface to the radiated surface one examined with the accomplishment of five measures, being one central and the other four in a average distance of 100 µm from the first one (Figure 1).

The Vickers microhardness measurement has been gotten with 50 gF load per 45 seconds in a HMV-2000 micro hardness tester, from the Shimadzu, Japan, aided software CAMS-WIN. For the 0 mm groups measurements, 1 mm matrices at radiated surface hardness has been used.

Results

The results consisted in 1000 hardness values corresponding to 4 devices, 2 time measures, 5 thicknesses, 5 repetition and 5 measures in each test specimens.

For the statistics analysis the averages of 5 measures each test specimen has been calculated, thus resulting 200 values. The variance analysis was calculated what showed significance between the 4 sources ($F = 482.07$), the two time measures ($F = 248.73$) and the 5 thicknesses ($F = 1322.87$).

Table 1. General table with average of measures in each test specimens

Optilight CL		LEC 470		Bright LEC		Halogen		Deep
20 sec	40 sec	20 sec	40 sec	20 sec	40 sec	20 sec	40 sec	
66,6	64,4	56,8	79,2	86,3	78,5	83,9	81,1	0 mm
58,8	67,4	68,6	69,9	90,8	88,1	81,7	83,2	
66,8	72,7	63,7	71,04	89,8	83,4	84,2	79,9	
71,1	73,5	69,9	81,5	90,6	83,3	83,6	78,8	
68,2	72,2	60,6	78,06	89,4	94,8	78,6	80,1	
55,9	63,3	41,2	62,5	65,96	76,7	82,1	77,6	1 mm
58,4	69,6	40,8	65,3	78,9	77,2	80,1	75	
65,8	65,6	52,7	62,7	83,7	78	84,2	80,2	
61,1	71,9	54,5	75,1	77,3	75,2	83	82	
64,1	72,2	52,2	69,06	79,08	79,4	81,1	80	
66,4	58,9	26,5	41,5	58,9	64,6	73,4	75,9	2 mm
68,8	59,8	33,5	42,3	61,7	68,2	66,8	76	
70,1	57,5	29,4	49,1	55,7	66,8	69,6	75,8	
53,8	51,5	21	48,2	51,4	63,4	67,7	77,2	
58,4	57,5	23,3	47,8	60,02	65,9	69,7	75,3	
38,2	48,2	0	16,2	21,26	54,7	49,3	66,2	3 mm
28	47,3	0	22,9	32,84	42,6	52,8	70,9	
24,2	49,4	0	20,6	28,28	53,6	49,4	66,3	
35,3	48	0	15,7	20,86	47,1	47,6	65,2	
30,5	45,8	0	14,4	31,18	41,2	48,4	69,3	
22,7	21,3	0	0	0	24,6	21,2	49,5	4 mm
23,5	32,1	0	0	0	21	20,5	40,8	
31,8	39,3	0	0	0	24,6	19,5	53,2	
29,7	22,1	0	0	0	17,2	24	54,3	
28,2	39,3	0	0	0	19,5	28,4	51,2	

Table 2. Values of percentage of maximum hardness

LED Optilight CL		LEC 470		Bright LEC		Halogen		
20 sec	40 sec	20 sec	40 sec	20 sec	40 sec	20 sec	40 sec	
78,84%	83,24%	76,01%	90,42%	106,20%	101,80%	97,99%	95,87%	0 mm
72,61%	81,48%	57,41%	79,58%	91,52%	91,91%	97,63%	93,89%	1 mm
75,50%	67,83%	31,79%	54,44%	68,42%	78,22%	82,57%	90,42%	2 mm
37,15%	56,77%	0,00%	21,26%	31,89%	56,89%	58,86%	80,36%	3 mm
32,32%	36,65%	0,00%	0,00%	0,00%	25,42%	27,01%	59,22%	4 mm

Table 3. Polymerization acceptable (up to 80%)

Source	20 seconds	40 seconds
Optilight CL	–	0 mm e 1 mm
Lec 470	–	0 mm
Bright Lec	0 mm e 1 mm	0 mm e 1 mm
Degulux Soft Start	0 mm, 1 mm e 2 mm	0 mm, 1 mm, 2 mm e 3 mm

For the comparison of the studied groups average the Tukey value has calculated to source x time x thickness interaction (T = 10,49) (Table 1) where could be verified that the biggest hardness values were the halogen light and 0 mm Bright Lec, showing that the halogen light was the only source whose 1 mm hardness was not statistically different from the first one.

To the polymerization quantity evaluation the biggest 0mm hardness average values (in the radiated surface) obtained in 20 and 40 seconds with Bright Lec and

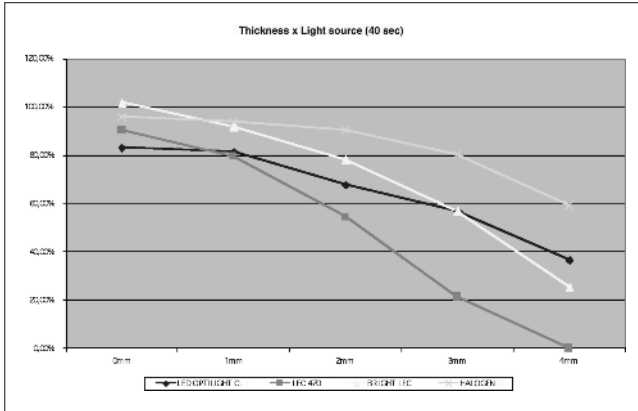
Degulux Soft-Star devices has been used, being the value 84.09 considering the maximum hardness value.

As Leonard *et al.*⁶ up to 80% of the maximum hardness value can be considered acceptable polymerization degree. Therefore The Table 2 was organized through the maximum hardness value obtained with the PDM (Percentage of Maximum Hardness) values.

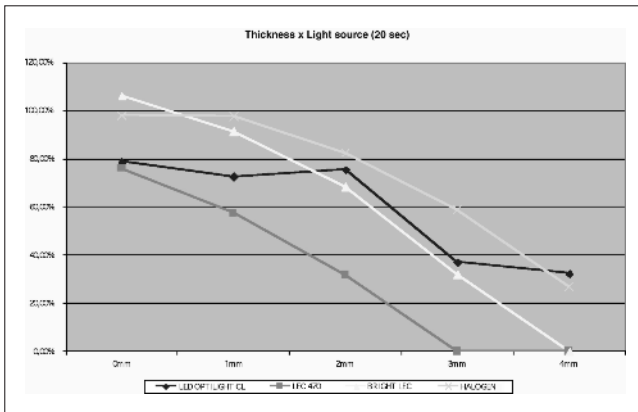
The Table 3 presents the devices and its respective thicknesses that had gotten above 80% values, therefore at polymerization acceptable.

Discussion

In this study the difference between the LED device hardness and the halogen light was found. The halogen light presented higher hardness values thus assuming a better polymerization degree than the LED devices (Graphs 1 and 2).



Graph 1. Percentage of Maximum Hardness in relation to thickness, comparing the four light sources with 40 seconds of the polymerase activation



Graph 2. Percentage of Maximum Hardness in relation to thickness, comparing the four light sources with 20 seconds of the polymerase activation

The research results that evaluate the composite resin polymerization with these different sources of light have presented controversies as we can observe as follow:

Fujibayashi *et al.*² (1996) had used 61 LEDs with 450 nm wave length in 100 mW/cm² intensity comparing the polymerization depth and the Knoop hardness with the polymerization results found using halogen light with similar intensity and had not found significant statistically differences.

In 1998 the same authors had demonstrated that from the same luminous intensity the polymerization depth and the conversion degree obtained from a LED light bulb of 470 nm wave length was significantly better than comparing with a halogen light⁹.

In this study we could observed that the highest va-

lues was given in the radiated surface. Oberholzer *et al.*¹¹ (2004) had also told results whose top values had been greater in general than the opposite surface, but the halogen light produced bigger surface hardness.

In 2002 Dunn and Bush¹ had compared two sources of halogen lights and two sources of LED lights respectively: Optilux 400 and Optilux 501 and Lumacure and Versalux, verifying that the halogen light devices had presented better resulted than LED devices and had concluded the available commercial LED needed improvements to get the same polymerization results obtained with the halogen light.

Teeth studies, *in vitro*, have been made resulting in great differences between the polymerization made from halogen light and LED light, including some better results using the LED¹¹ and some others using the halogen light¹.

Other studies using test specimen had also gotten diverse values, as Mills, *et al.*⁴ that had observed LED significantly polymerized better than the halogen light revealing the advantage of not having its reduced performance against time. Nomura *et al.*¹⁰ had gotten greater values of polymerization degree using LED instead of the halogen light device.

It is verified necessity and importance in obtaining LED devices surely capable to promote polymerization degree similar or superior than the halogen light. Since the insufficient composite resin restoration polymerization could take to damages as: low conversion degree, cytotoxicity increase, hardness reduction, lower consuming resistance, shade alteration, micro leakage increase and adhesion imperfection¹³⁻¹⁵.

In front of these different literatures, it is necessary to verify if still continue the research activation sources of LED and these device advantages of higher durability and lower heating, including if possible a improvement of the composite resin polymerization degree.

The manufacturers have launched device modifications continuously besides launching new devices, to intend minimizing failures and to guarantee its effectiveness.

If equalization of polymerization degree could be possible, there will be credit to have LED devices diffusion, based on the advantages enumerated above.

Conclusion

The results from this work showed that none of the 3 LED tested devices surpassed the Degulux Soft-Start found results. It assert that Optilight CL can be used in increments up to 1 mm for 40 seconds. The Bright Lec promotes satisfactory hardness value in 1 mm depth with 20 or 40 seconds, however the Lec 470 values the microhardness did not characterize enough composite resin polymerization. The Degulux Soft-Start values resulted in composite resin polymerization capability in 2 mm depths in 20 and 40 seconds and 3 mm depths in 40 seconds. The 40 seconds time promoted hardness values bigger than 20 seconds in all the cases.

References

1. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units J Am Dent Assoc. 2002; 133(3):335-41.
2. Fujibayashi K, Ishimaru K, Kohno A. A study on light activation units using blue light emitting diodes. J Jpn Dent Pres Acad . 1996;39(1):180-8.
3. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. Dent Jpn. 1998;34:49-53.
4. 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.
5. La Torre G, Marigo L, Pascarella GA, Rumi G. Tecnologia light-emitting diodes (LED) applicata alla fotopolimerizzazione delle resine composite. Minerva Stomatol. 2003;52(5):193-200.
6. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent. 2002;14(5):286-95.
7. Meniga A, Kme A, Tarle Z. The efficiency of different light sources for composite curing [abstract 2318] J Dent Res. 1999;78:395.
8. 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.
9. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J. 1999;186(8):209-13.
10. Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M. Termal análise de dental resins cured with blue light emitting diode (LED). J Biomed Mater Res. 2002;63(2):388-91.
11. Oberholzer T, Schunemann M, Kidd M. Effect of Led curing on microleakage and microhardness of class V resin-based composite restorations. Int Dent J. 2004; 54(1):15-20.
12. Pilo R, Oeligiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potencial for depth of cure among units in clinical use. J Dent. 1999; 27:235-43.
13. Price RB, Dérand T, Lonev W, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. Am J Dent 2002;15(1):47-53.
14. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guteryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. Oper Dent 2003;28(5):628-34.
15. Turbino ML, Santos LA, Matson E. Microdureza de resina composta fotopolimerizavel: a cor da matriz experimental pode alterar os resultados dos testes? Pesqui Odontol Bras. 2000;14(3):232-6.
16. Turbino ML. Profundidade de polimerização de resina composta ativada com laser de Argonio [Tese de Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2004.

Received in 23/4/2007

Accept in 23/5/2007