

The Lighting-Curing Process of Composite Resins Processo de Fotoativação de Resinas Compostas

Estudo Comparativo entre a Nova Geração de Led's e a Luz Halógena

INTRODUÇÃO

Desde a introdução do primeiro aparelho à base de diodo emissor LEDs, utilizado na fotoativação de resinas compostas, no mercado odontológico brasileiro no ano de 1998, várias gerações dessa nova fonte de luz vêm sendo desenvolvidas com a finalidade de promover uma polimerização mais eficiente das resinas compostas com inúmeras vantagens sobre a fonte de luz até então utilizada, a lâmpada halógena.

Recentemente, modelos de aparelhos LEDs mais elaborados permitem superar com vantagens os melhores aparelhos com lâmpadas halógenas existentes no mercado odontológico.

Está perfeitamente evidente na literatura, que a reação de polimerização das resinas compostas depende diretamente da fotossensibilização do componente denominado fotoiniciador, o qual na grande maioria das vezes é representado pela canforoquinona. De acordo com NOMOTO¹⁵ (1997) e PRANDHAM¹⁶ (2002), o espectro de absorção da canforoquinona encontra-se no intervalo de 400 a 500 nm (nanômetros), sendo que o espectro mais adequado para esse processo encontra-se no intervalo de 450 a 490 nm e que o espectro mais eficiente para ativação do componente fotossensível situa-se no intervalo restrito de 468 a 470 nm. Baseados nessa premissa é que fabricantes e pesquisadores relatam serem os LEDs mais eficientes no processo de fotoativação das resinas compostas, pois, emitem luz visível dentro do espectro azul na faixa de maior eficiência de cura das resinas compostas (FUJIBAYASHI et al.,⁹ 1998; MILLS et al.,¹⁴ 1999; DUNN & BUSH,⁷ 2002; FRENTZEN et al.,⁸ 2001; RASTELLI, 2002;¹⁸ RASTELLI et al.,¹⁹ 2004). Esse fato faz com que os LEDs promovam menor aquecimento das estruturas dentais e materiais restauradores, o que vem a ser um fator decisivo na redução da sensibilidade pós-operatória ou mesmo da contração pós-cura (KNEZEVIC et al.,¹² 2001; TARLE et al.,²² 2002). Além dessa inigualável vantagem, os LEDs são mais compactos e silenciosos, e apresentam um tempo de vida útil infinitamente superior a vida útil dos aparelhos que utilizam como fonte de luz uma lâmpada halógena de quartzo tungstênio (ALTHOF & HARTUNG,¹ 2000). A vida útil dos LEDs pode chegar até 100.000 horas de uso sem a necessidade de substituir qualquer diodo emissor.

Dessa forma, os primeiros LEDs introduzidos no mercado nacional apresentavam valores mais baixos de intensidade de luz, variando de 75 a 150 mW/cm². Apesar de promoverem cura, esta não era totalmente adequada em incrementos de 2 mm de resina composta pelo tempo de 40 segundos, o que era habitualmente recomendado para os aparelhos que utilizam uma fonte de luz halógena com valor mínimo de intensidade de luz de 400 mW/cm². Porém, os fabricantes e pesquisadores relatavam que o fato desses aparelhos LEDs apresentarem baixa intensidade de luz poderia ser compensado pelo espectro de emissão mais estreito que essa nova fonte de luz apresenta. Assim, para que pudéssemos utilizar esses aparelhos na fotoativação

- Alessandra N. de Souza Rastelli

Prof.^a Colaboradora da Disciplina de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)- PR, Mestre e Doutora em Dentística Restauradora pela Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Pesquisadora do CEPOF - USP de São Carlos/SP.

- Marcelo Ferrarezi de Andrade

Prof. Assistente Doutor do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

- Cristina Kurachi

Cirurgiã-dentista pesquisadora do CEPOF - USP de São Carlos/SP, Mestre e Doutoranda em Ciência e Engenharia de Materiais pelo IFSC - USP.

- Vanderlei Salvador Bagnato

Prof. Titular Doutor de Física Atômica do Instituto de Física da USP de São Carlos - SP.

Coordenador do Centro de Pesquisa em Óptica e Fotônica (CEPID) do Instituto de Física da USP de São Carlos - SP.

Os AA verificam a capacidade de polimerização de uma nova geração de Led's (mais potentes) quando comparado com a fonte tradicional de luz halógena

CONTATO C/AUTOR:

E-mail: alerastelli@yahoo.com.br

DATA DE RECEBIMENTO:

Outubro/2004

DATA DE APROVAÇÃO:

Janeiro/2005

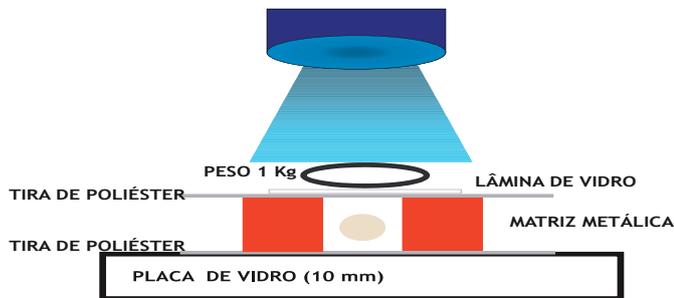


Figura 1 - Esquema representativo da fotoativação das amostras sem interposição de faceta de estrutura dental (grupo controle).

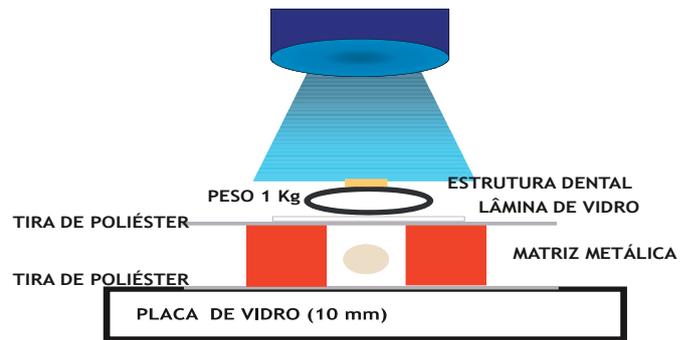


Figura 2 - Esquema representativo da fotoativação das amostras com interposição de faceta de estrutura dental com 1, 2 e 3 mm de espessura (demais grupos).

de resinas compostas, aos quais podemos denominar de aparelhos LEDs de primeira geração, deveríamos aumentar o tempo de exposição para 60 segundos, e ou reduzir a espessura do incremento de resina composta para 1 mm de espessura. Imediatamente após a introdução dessa primeira geração de LEDs, os fabricantes lançaram outras gerações de LEDs com o intuito de conseguir maior profundidade de polimerização, quando comparados com os sistemas convencionais até então utilizados. Hoje já temos disponíveis vários aparelhos LEDs, de novas gerações, e que estão promovendo adequada profundidade de polimerização em incrementos mesmo acima de 2 mm de espessura de resina composta podendo tranqüilamente serem substituídos aos aparelhos que utilizam como fonte de luz uma lâmpada halógena de quartzo tungstênio.

Dentro das técnicas para fotoativação, sabemos que é muito comum na clínica diária o profissional fotoativar resinas compostas através da estrutura dental. Esse fato leva a uma grande perda dos valores de intensidade de luz à medida que a espessura da estrutura dental é aumentada. Porém, essa técnica está sendo recomendada com a finalidade de melhorar o vedamento marginal.³

A técnica de fotoativação trans-dental ou técnica de fotoativação indireta (DIETSCHI et al.,⁶ 2003) é freqüentemente utilizada e por essa razão devemos ter cuidados especiais quando fotoativamos através de diferentes espessuras de esmalte e ou dentina. De acordo com os trabalhos de PRICE et al.¹⁷ (2000), RASTELLI¹⁸ (2002) e RASTELLI et al.,¹⁹ (2004) ocorre um decréscimo exponencial nos valores de dureza de resinas compostas fotoativadas através da técnica trans-dental.

Assim, para atingirmos cura adequada pela técnica de fotoativação trans-dental, normalmente faz-se necessário aumentar o tempo de exposição à luz.

Dessa forma o propósito inicial desse trabalho foi verificar a capacidade de polimerização de uma nova geração de LEDs, quando comparado com uma fonte de luz Halógena em diferentes tempos de exposição. Como segundo propósito esse trabalho investigou a capacidade de polimerização de ambas as fontes de luz (LEDs e Halógena) utilizadas na técnica de fotoativação trans-dental.

MATERIAL E MÉTODO

Para determinarmos a capacidade de polimerização de um aparelho experimental à base de LEDs (LEC 1000 – MMOPTICS/São Carlos/SP) (Figura 1) e um aparelho de luz

halógena (Curing Light 2500 – 3M/ESPE) (Figura 2), utilizados com diferentes tempos de exposição (10, 20 e 40 segundos) e na técnica de fotoativação trans-dental, confeccionamos amostras com a resina composta Filtek Z-250 (3M/ESPE - Lote nº 1370A2 – 3WH) na cor padronizada A. As amostras foram confeccionadas utilizando-se uma matriz metálica circular (Figura 3), contendo orifício central com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura de acordo com a norma ISO nº 4049 para teste de profundidade de polimerização.¹⁰ Com a finalidade de testarmos a interferência da estrutura dental na técnica de fotoativação, interpusemos facetas de estrutura dental, com esmalte e dentina, nas espessuras de 1 mm, 2 mm e 3 mm, as quais foram obtidas da seguinte forma: foram selecionados três terceiros molares inferiores, recentemente extraídos e livres de cárie (protocolo nº38/04 do Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP), para obtenção das facetas de estrutura dental. Após a extração, os dentes permaneceram armazenados em solução de cloramina a 0,5% durante 24 horas, sendo limpos em seguida com auxílio de uma lâmina de bisturi nº15 (Becton-Dickinson) e polidos com pedra pomes/branco de espanha + água e escova Robinson (KG-Sorensen) montada em contra-ângulo em baixa rotação. Após a limpeza, os dentes foram novamente armazenados em solução de cloramina a 0,5%, permanecendo por período de sete (7) dias. Posteriormente, os dentes tiveram suas porções coronárias separadas das raízes, ao nível da junção amelocementária utilizando-se um disco de diamante, com espessura de 0,3 mm montado em uma máquina de cortes Isomet 1000 (Buehler). As facetas de estrutura dental foram obtidas pelo corte da face vestibular das coroas dentais utilizando-se disco de diamante montado na máquina de cortes (Isomet Buehler 1000) regulando a, de acordo com a espessura da faceta de estrutura dental desejada. As facetas de estrutura dental permaneceram armazenadas em água destilada até o início da confecção das amostras, sendo removidas apenas e somente no momento da confecção das amostras.

A matriz metálica foi posicionada sobre uma placa de vidro de 10 mm de espessura. Ainda sobre a placa de vidro, fixou-se com fita adesiva, uma tira de poliéster com a finalidade de promover lisura da superfície de base das amostras. Em seguida, posicionou-se a matriz metálica circular, cuja porção interna foi lubrificada com pequena quantidade de vaselina sólida, permitindo maior facilidade em se destacar as amostras da matriz.

Após a inserção da resina composta, em incremento único no orifício da matriz, posicionou-se uma tira de poliéster RGO, P. Alegre, v. 54, n. 2, p. 139-143, abr./jun.

Superf.	Fonte	Tempo		
Topo	LEDs	10	44,9	(0,22)
		20	51,1	(1,45)
		40	73,1	(2,08)
	Hal	10	43,9	(0,99)
		20	43,9	(0,45)
		40	68,5	(1,64)
Base	LEDs	10	35,5	(1,25)
		20	41,2	(0,45)
		40	70,5	(0,00)
	Hal	10	37,4	(0,24)
		20	42,0	(0,59)
		40	65,7	(0,00)

Tabela 1 - Médias (desvios padrão) de dureza para dispositivo LEDs e aparelho de luz halógena utilizados pelos tempos de 10, 20 e 40 segundos para as superfícies de topo e base sem interposição de estrutura dental.

sobre a superfície de topo da resina composta, com a finalidade de promover lisura dessa superfície das amostras. Sobre a tira de poliéster posicionou-se uma lâmina de vidro com espessura de 1 mm, e então apoiamos um peso de 1 Kg, com a finalidade de padronizar a espessura das amostras. Esse peso apresentava uma fenda que permitia o posicionamento da ponta ativa dos aparelhos fotopolimerizadores no momento da fotoativação. Sobre a lâmina de vidro é que se posicionou ou não as facetas de estrutura dental.

Como grupo controle, não interpusemos facetas de estrutura dental. O tempo de exposição para ambas fontes de luz utilizadas foi de 40 segundos para a técnica de fotoativação trans-dental. As amostras foram fotoativadas de acordo com os esquemas representados nas Figuras 1 (sem interposição de faceta de estrutura dental) e 2 (com interposição de facetas de estrutura dental). Confeccionamos 5 (cinco) amostras para cada grupo totalizando 70 amostras (setenta) amostras.

Após a fotoativação, as amostras foram armazenadas em meio seco, em estufa a 37°C durante 24 horas. A capacidade de polimerização das duas fontes de luz utilizadas foi avaliada pelo teste de dureza.

Utilizando-se régua milimetrada e lâmina de bisturi nº15, dividiu-se as amostras em quatro quadrantes exatamente iguais (Figura 6). Este procedimento foi realizado com o objetivo de dividir cada superfície da amostra, bem como orientar a localização das impressões no momento do teste de dureza. A profundidade de polimerização foi determinada na superfície de topo da amostra, voltada à fonte de luz (dureza 1 – topo da amostra/0 mm) e na superfície de base, oposta à fonte de luz (dureza 2 – base da amostra/2 mm).

O aparelho de dureza utilizado denomina-se MMT-3 *Microhardness Tester* (Buehler Lake Bluff, Illinois USA) equipado com diamante *Vickers*, aonde se utilizou carga de 50 gf, durante um período de 30 segundos.

Em cada superfície de topo e base realizou-se uma impressão por quadrante totalizando 8 impressões por amostra. Na Figura 8 verificamos em detalhe a utilização da objetiva com aumento de 50 vezes, com a finalidade de visualizarmos a impressão feita pela ponta micrométrica de diamante.

Os resultados obtidos das medidas de dureza foram determinados inicialmente em micrometros (mm), sendo em seguida transformados em valores de dureza *Vickers*, diretamente pelo aparelho de dureza. Em seguida, foram calculadas as médias de dureza para cada superfície analisada, ou seja, superfície voltada à fonte de luz (dureza 1 – topo das amostras) e superfície oposta à fonte de luz (dureza 2 – base das amostras).

Tabela 2 - Médias (desvios padrão) de dureza para dispositivo LEDs e aparelho de luz Halógena utilizados na técnica de fotoativação trans-dental.

Superf.	Fonte de Luz	Tempo exp. (s)	Espessura da faceta dental (mm)							
			0	1	2	3				
Topo	LEDs	40	73,1	(2,08)	75,1	(1,04)	72,6	(0,74)	69,8	(0,62)
	Hal	40	68,5	(1,64)	64,4	(0,82)	64,1	(0,58)	52,6	(0,48)
Base	LEDs	40	70,5	(0,00)	66,8	(0,85)	58,3	(0,67)	54,3	(0,58)
	Hal	40	65,7	(0,00)	54,8	(0,67)	48,8	(0,52)	41,0	(0,46)

RESULTADOS

Os valores médios de dureza *Vickers*, bem como os desvios padrão podem ser visualizados nas Tabelas 1 e 2. As médias de microdureza *Vickers* foram submetidas à análise de Variância ($p < 0,05$). Encontrou-se diferença estatisticamente significativa para todas as interações estudadas (fontes de luz, superfícies da resina composta (topo e base), tempo de exposição e espessura das facetas de estrutura dental).

DISCUSSÃO

A fotoativação de resinas compostas utilizando-se aparelhos à base de diodo emissor, LEDs, está ganhando cada vez mais espaço dentro da Odontologia Restauradora. Várias pesquisas científicas têm demonstrado a eficiência dos aparelhos LEDs no processo de polimerização das resinas compostas, apresentando inúmeras vantagens quando comparados com os sistemas convencionais até então utilizados: aparelhos que utilizam como fonte de luz uma lâmpada halógena de quartzo tungstênio (FUJIBAYASHI et al.,⁹ 1998; MILLS et al.,¹⁴ 1999; ALTHOFF & HARTUNG,¹ 2000; KURACHI et al.,¹¹ 2001; ANDRADE et al.,² 2001; FRENTZEN et al.,⁸ 2001; KNEZEVIC et al.,¹² 2001; DUNN & BUSH,⁷ 2002; LEONARD et al.,¹³ 2002; RASTELLI,¹⁸ 2002; BENNETT & WATTS,⁴ 2004; RASTELLI et al.,¹⁹ 2004; TSAI et al.,²³ 2004; UHL et al.,²⁴ 2003).

Sabemos que fatores como o tipo de fonte de luz utilizada, sua intensidade de luz, comprimento de onda e o tempo de exposição, influenciam na profundidade de polimerização das resinas compostas (ANDRADE et al. 2001;² DUNN & BUSH,⁷ 2002; LEONARD et al.,¹³ 2002; RASTELLI,¹⁸ 2002; RASTELLI et al.,¹⁹ 2004). Esses fatores estão relacionados às características operacionais de cada aparelho, entretanto, sabemos que fatores relacionados à própria composição das resinas compostas também são responsáveis pelo maior ou menor, grau de polimerização desses materiais (RUEGGERBERG et al.,²⁰ 1994; VARGAS et al.,²⁵ 1998; CHRISTENSEN et al.,⁵ 1999).

Assim, pudemos verificar na Tabela de número 1: independente da superfície analisada (topo e base) pelos tempos de 20 e 40 segundos de exposição verificou-se que o dispositivo LEDs testado apresentou maiores valores médios de dureza *Vickers* quando comparado com o aparelho Curing Light 2500 (3M/ESPE), porém, apresentando-se com valores médios discretamente inferiores à fonte de luz Halógena, para a superfície de base, quando utilizado pelo tempo de 10 segundos. Isto pode ser explicado pelo fato da luz halógena promover aquecimento durante o processo de polimerização o que pode levar a maiores valores médios de dureza, principalmente quando a luz atravessa uma espessura maior de resina composta, o que ocasiona atenuação nos valores de intensidade de luz.

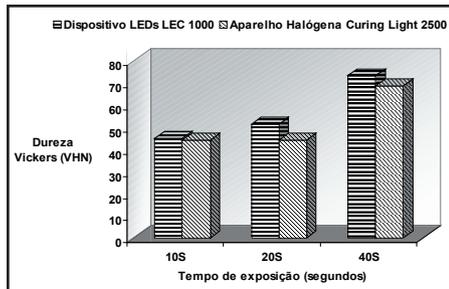


Figura 3 - Médias de dureza Vickers para superfície de topo utilizando-se dispositivo LEDs (LEC 1000) e aparelho halógena (Curing Light 2500) em diferentes tempos de exposição (10, 20 e 40 segundos).

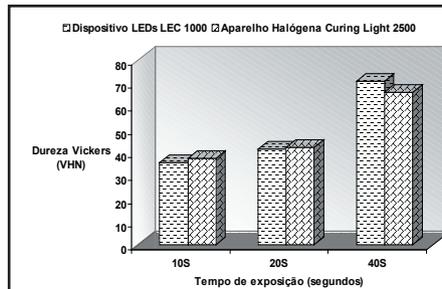


Figura 4 - Médias de dureza Vickers para superfície de base utilizando-se dispositivo LEDs (LEC 1000) e aparelho halógena (Curing Light 2500) em diferentes tempos de exposição (10, 20 e 40 segundos)

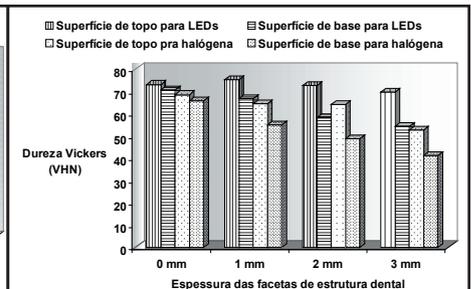


Figura 5 - Médias de dureza Vickers para superfícies de topo e base utilizando-se fonte de luz à base de LEDs (dispositivo LEC 1000) e fonte de luz halógena (aparelho Curing Light 2500) em diferentes espessuras de estrutura dental (0, 1, 2 e 3 mm).

Na Tabela 2 visualizamos os resultados obtidos com o dispositivo LEDs (LEC 1000 – MMOPTICS) e o aparelho de luz Halógena (Curing Light 2500 – 3M/ESPE) utilizados na técnica de fotoativação trans-dental com diferentes espessuras de facetas de estrutura dental, onde independente da espessura da faceta de estrutura dental, os maiores valores de dureza *Vickers* foram obtidos para o dispositivo LEDs testado. Quando não interpussemos faceta de estrutura dental, ou quando fotoativamos através de 1 e 3 mm de espessura de faceta dental, os valores médios de dureza obtidos na superfície de base com o dispositivo LEDs ultrapassaram os valores médios obtidos na superfície de topo com o aparelho de luz halógena (Curing Light 2500).

A redução, nos valores de dureza, observada na técnica de fotoativação trans-dental, é explicada pelo decréscimo exponencial que ocorre na intensidade de luz quando esta atravessa diferentes espessuras de esmalte e dentina. De acordo com DIETSHI et al.,⁶ em 2003, essa redução apresenta-se maior quando a luz atravessa a estrutura dentinária, por esta ser mais opaca dificultando ainda mais a passagem da luz.

Outro fator que pode explicar os melhores resultados encontrados com o dispositivo LEDs é a pureza espectral que a fonte de luz LEDs apresenta quase coincidindo com o pico máximo de absorção da canforquinona. Além de toda a luz emitida pelo dispositivo LEDs ser aproveitada no processo de polimerização, existe a grande vantagem de não aquecer as estruturas dentais e nem o material restaurador, reduzindo a sensibilidade pós-operatória. Além de reduzir a sensibilidade pós-operatória, o menor aquecimento provocado durante a polimerização produz menor contração de polimerização, não havendo talvez a necessidade da utilização de técnicas de fotoativação exponenciais ou graduais, quando utilizamos diodos emissores para ativar a reação de polimerização (SOH et al.,²¹ 2003).

Em nosso trabalho verificamos que mesmo quando utilizado pelo tempo de 20 segundos, o dispositivo LEDs promoveu os maiores valores de dureza *Vickers*, independente da superfície da resina composta analisada (superfície de topo e de base). Esse fato pode ser explicado também pela grande pureza espectral e alto valor de intensidade de luz apresentados pelo dispositivo LEDs testado. Fato este que pode tranquilamente levar a redução do tempo de exposição quando se utiliza esse dispositivo LEDs de nova geração.

Assim, a nova geração de LEDs tem por base o contato

quase que direto do emissor de luz com a superfície a ser iluminada. Dessa forma, a eliminação da tradicional fibra guia permite um ganho que pode chegar a quase 50%. Além desse fato, o emissor em contato com o material a ser curado permite maior uniformidade de iluminação, pois, o emissor é puntual emitindo luz igualmente em todas as direções.

Com essa nova geração de LEDs disponível no mercado Odontológico, podemos tranquilamente substituir os melhores aparelhos que utilizam como fonte de luz uma lâmpada halógena de quartzo tungstênio, apresentando reais vantagens sobre este sistema utilizado desde a década de 80.

CONCLUSÕES

Baseados nos resultados encontrados, concluímos que: o dispositivo LEDs utilizado (LEC 1000 – MMOPTICS) possibilita a redução do tempo de fotoativação para 20 segundos e somente esse dispositivo LEDs de nova geração (LEC 1000 – MMOPTICS) foi capaz de promover adequada polimerização pela técnica de fotoativação trans-dental para todas as espessuras de facetas de estrutura dental, independente da superfície analisada, topo ou base.

RESUMO

O propósito desse estudo foi avaliar a capacidade de polimerização de uma nova geração de LEDs (LEC 1000 – MMOPTICS) e de um aparelho de luz Halógena (Curing Light 2500 - 3M/ESPE) utilizados pelos tempos de 10, 20 e 40 segundos, e na técnica de fotoativação trans-dental pelo tempo de 40 segundos. Utilizou-se a resina composta Filtek Z-250 (3M/ESPE) na cor A₂ para confeccionar as amostras em uma matriz metálica circular contendo orifício central com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura (ISO 4049). Na técnica de fotoativação trans-dental utilizou-se facetas de estrutura dental com 1, 2 ou 3 mm de espessura (esmalte e dentina) interpostas entre a resina composta e a fonte de luz. Após a fotoativação, as amostras foram armazenadas em meio seco a 37°C durante 24 horas. Logo após esse período, medidas de dureza *Vickers* foram obtidas nas superfícies de topo e base das amostras. Foram realizadas 4 impressões por superfície. O dispositivo LEDs proporcionou os maiores valores médios de dureza nas superfícies de topo e de base pelos tempos de 20 e 40 segundos, bem como na técnica de fotoativação trans-dental independente

do fator analisado.

Palavras-Chave: resina composta, dureza, LEDs.

SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate the capacity of curing of a new generation of LEDs (LEC 1000 - MMOPTICS) and of halogen light curing unit (Curing Light 2500 - 3M/ESPE) used by the exposure times of 10, 20 and 40 seconds, and in the trans-dental light curing technique for the exposure time of 40 seconds. The composite resin was used Filtek Z-250 (3M/ESPE) at the color A₂ to make the samples in a metallic mold contains central orifice with 4 diameter mm and 2 mm of thickness (ISO 4049). In the trans-dental light-curing technique it was used facets of dental structure with 1, 2 or 3 mm of thickness (enamel and dentine) interposed between the composite resin and the light source. After the light curing, the samples were stored in dry middle for 37°C for 24 hours. Therefore after that period, measures of hardness Vickers was obtained in the top surfaces and base of the samples. Four impressions were accomplished by surface. The device LEDs provided the largest medium values of hardness in the top surfaces and of base for the exposure times of 20 and 40 seconds, as well as in the trans-dental light-curing technique of independent of the analyzed factor.

Key Words: composite resin, hardness, LEDs.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALTHOFF, O.; HARTUNG, M. Advances in light curing. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.13, n.1, p.77-81, Nov. 2000.
2. ANDRADE, M. F.; RASTELLI, A. N. S.; SAADI, R. S.; SAAD, J. R. Avaliação da capacidade de polimerização de um dispositivo à base de LED à bateria. **J. Am. Dent. Assoc.**, São Paulo, v.4, n.6, p.373-377, Nov./Dez. 2001. Edição em Português.
3. ATUALIDADES. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 50, n.6, 533-534, 1996.
4. BENNETT, A. W.; WATTS, D. C. Performance of two blue light-emitting-diodes light curing units with distance and irradiation-time. **Dent. Mater.**, v.20, p. 72-79, 2004.
5. CHRISTENSEN, R. P. et al. Resin polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Suppl. 25, v.20, p. 542-554, Nov. 1999.
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.**, v.19, n. p.493-500, 2003.
7. DUNN, W. J.; BUSH, A. C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.133, n.3, p.335-341, Mar. 2002.
8. FRENTZEN, M., FÖLL, V., BRAUN, A. Photopolymerization of composite resin using LED technology. **J. Oral Laser Applications**, v.1, n.3, p. 189- 194, May 2001.
9. FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. **Dent. Jpn. Tokyo**, Tokyo, v.34, n.1, p.49-53, Mar. 1998.
10. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 4049 :2000. Dentistry - polymer – based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. Geneva : ISO, 2000.
11. KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED – based devices. **Dent. Mater.**, v.17, p.309 - 315, 2001.
12. KNEZEVIC, A. et al. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. **J. Oral. Rehabil.**, v.28, p.586-591, 2001.
13. LEONARD, D. L. et al. Polymerization efficiency of LED curing lights. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v.14, n.5, p.286-295, 2002.
14. MILLS, R. W.; JANDT, K. D.; ASHWORTH, S. H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br. Dent. J.**, London, v.186, n.8, p.388-391, Apr. 1999.
15. NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. **Dent. Mater. J.**, v.16, p.60-73, 1997.
16. PRADHAN, R. D., MELIKECHI, N., EICHMILLER, F. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source. **Dent. Mater.**, v.18, p.221-26, 2002.
17. PRICE, R. B. T., MURPHY, D. G., DÉRAND, T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. **Quintessence. Int.**, v.31, p.659-67, 2000.
18. RASTELLI, A. N. S. **Avaliação da profundidade de polimerização de uma resina composta, pela técnica trans-dental, utilizando-se três diferentes fontes de luz: halógena, laser de Argônio e LEDs.** Araraquara, 2002. 185p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
19. RASTELLI, A. N. S. et al. Avaliação da eficiência de um novo dispositivo LEDs utilizado na técnica de fotoativação trans-dental. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 21, 2004, Águas Lindóia. **Anais...** Águas de Lindóia: SBPqO 2004. p.234. Abstract C 254.
20. RUEGGERBERG, F. A., CAUGHMAN, W. F., CURTIS, J. W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper. Dent.**, Seattle, v.19, n.1, p.26-32, Jan. - Feb. 1994.
21. SOH, M. S., YAP, A. U. J., SIOW, K. S. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 28, n.6, p.707-715, 2003.
22. TARLE, Z.; MENIGA, A.; KNEZEVIC, A.; SUTALO, J.; RISTIC, M.; PICHLER, G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. **J. Oral. Rehabil.**, v.29, p.662 - 667, 2002.
23. TSAI, P. C. L.; MEYERS, I. A.; WALSH, L. J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. **Dent. Mater.**, Brisbane, v. 20, p. 364-369, 2004.
24. UHL, A., MILLS, R. W., JANDT, K. D. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. **Biomaterials**, Oxford, v.24, n.10, p.1809-20, May, 2003.
25. VARGAS, M. A.; COBB, D. S.; SCHMIT, J. L. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. **Oper. Dent.**, Seattle, v.23, p.87-93, 1998.