

Influência das fontes fotoativadoras led e halógena e do tempo de exposição na microdureza knoop de compósitos odontológicos

Influence of led and halogen light-curing units and exposure time in knoop hardness of composites

Maria Cecília Caldas GIORGI

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

Carlos Tadeu dos Santos DIAS

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

Luís Alexandre Maffei Sartini PAULILLO

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

RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar a Microdureza Knoop (KHN) das superfícies de topo (T) e fundo (F) de uma resina composta em função dos tempos de exposição de 20 e 40s e das fontes de luz: LD13 ponteira de cristal–GGDent (LED1) e LD13 ponteira de fibra óptica–GGDent (LED2) e halógena-Optilux-Demetron (HAL). As amostras foram confeccionadas em matriz metálica possuindo perfuração central (d=5mm, h=3mm). O compósito (Z250- 3MESPE) foi inserido na cavidade em dois incrementos e as amostras (n=5) foram confeccionadas de acordo com os grupos experimentais G1-LED1/20; G2-LED2/20; G3-HAL/20; G4-LED1/40; G5-LED2/40; G6-HAL/40. Imediatamente após a confecção das amostras, realizou-se o ensaio KHN com carga de 25g por 10s. Executou-se 15 perfurações nas superfícies das amostras (T e F). Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Comparação Múltipla de Tukey (LSMEANS) obtendo-se os seguintes resultados: G6/F 53,12a; G3/F 51,589abc; G6/T 50,972abc; G3/T 48,803bc; G4/F 47,504cd; G5/F 46,088cd; G5/T 44,495d; G4/T 43,884d; G1/F 39,341e; G2/T 35,300ef; G1/T 37,296ef; G2/F 34,788f. Pôde-se concluir que a fonte hálogena apresentou os maiores valores de microdureza Knoop com comportamento semelhante às fontes com LED no tempo de 40s.

UNITERMOS

Resina composta; aparelho fotoativador; LED; dureza.

INTRODUÇÃO

Os compósitos odontológicos representam uma classe de materiais extensamente utilizados em Odontologia, principalmente devido à grande demanda por resultados estéticos. Embora as resinas compostas

apresentem estética satisfatória, suas propriedades físicas e químicas estão diretamente relacionadas à efetividade da polimerização, ou seja, da conversão de monômeros em polímeros ⁴.

Compósitos pobremente polimerizados têm sido associados com propriedades físicas inferiores, au-

mento no desgaste do material, falhas na retenção, maior solubilidade, menor estabilidade de cor e respostas adversas do tecido pulpar em decorrência de monômeros que não reagiram, estes problemas podem ainda ser responsáveis por cáries secundárias e irritação pulpar¹⁶. A associação desses fatores leva a diminuição da longevidade da restauração⁸.

As fontes fotoativadoras que emitem luz através de lâmpada halógena são as mais comumente utilizadas e consideradas referência, sendo utilizadas desde 1980 quando substituíram com sucesso as fontes ultravioleta. Porém, em virtude dos repetidos ciclos de fotoativação o bulbo, o refletor e o filtro degradam-se ao longo do tempo^{2,7,12} e a luz passa a ser gerada em menor intensidade. A consequência clínica deste fato pode ser observada na diminuição das propriedades mecânicas dos compósitos^{6,9,17}, no aumento da sorção de água e solubilidade, na diminuição da dureza do material e nas falhas prematuras das restaurações¹, podendo causar reações adversas ao tecido pulpar^{14,16}.

Tendo em vista as limitações dos fotopolimerizadores halógenos, diferentes tecnologias têm sido introduzidas para fotoativar compósitos odontológicos, tais como laser argônio e plasma de arco de xenônio, que apresentam a vantagem de proporcionar reduzido tempo de fotoativação⁷. Clinicamente, os aparelhos de arco de plasma apresentam aspectos negativos, tais como elevação da temperatura intrapulpar e aumento das tensões de contração de polimerização³. As fontes de laser argônio são complexas e de alto custo¹².

Outra proposta de fonte geradora de luz se tornou possível em 1995 quando LEDs (Light Emitting Diode) azuis de alta luminescência foram desenvolvidos¹⁰. Os aparelhos fotoativadores LED apresentam vantagens em relação aos halógenos, pois sofrem pouca degradação e apresentam espectro de emissão na faixa de 450 a 490 nm. Além disso, o consumo de energia é pequeno possibilitando que estes aparelhos sejam fabricados sem fio, operando com bateria⁹.

Para as fontes fotoativadoras halógenas, a intensidade de luz situada entre 300 e 400 mW/cm², aplicadas por 60 segundos, é considerada adequada para fotoativação de incrementos com 1,5 a 2 mm de espessura¹³, para que a resina composta alcance as melhores propriedades mecânicas. Porém, há dúvidas se esse parâmetro deve ser o mesmo para as fontes de luz que utilizam tecnologia LED. Assim sendo, o propósito deste estudo foi avaliar a microdureza Knoop (KHN) das superfícies de topo (T) e fundo (F) de uma resina composta em função dos tempos de exposição de 20 e 40s e das fontes de luz LED e Halógena.

MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo foram utilizados dois aparelhos fotoativadores, sendo um aparelho convencional com lâmpada halógena e um aparelho utilizando emissores tipo LED, apresentados na Tab. 1. O aparelho LED foi avaliado com ponteira de fibra óptica e ponteira cristal. Para a confecção dos corpos de prova foi utilizada a resina composta Z 250 (3M Espe), na cor A3.

Para a confecção das amostras foi utilizada uma matriz metálica bipartida possuindo em sua porção central uma cavidade cilíndrica com 5 mm de diâmetro interno e 3 mm de altura e uma base metálica lisa (Fig. 1).

Os corpos de prova foram confeccionados utilizando compósito odontológico Z250. Posicionou-se uma tira de poliéster sobre a base metálica lisa e acima desta, posicionou-se a porção bipartida justaposta e as partes foram fixadas através do uso de parafusos. O primeiro incremento foi colocado preenchendo aproximadamente a metade da altura da matriz -1,5 mm - e foi fotoativada por 20 ou 40 segundos, de acordo com os grupos experimentais.

O segundo incremento foi colocado com volume suficiente para permitir um ligeiro excesso de material e sobre este excesso foram colocadas uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro. Após, exerceu-se uma

Tabela 1: Aparelhos fotoativadores empregados na confecção das amostras para o ensaio de Microdureza Knoop.

NOME COMERCIAL	CARACTERÍSTICAS	FABRICANTE	INTENSIDADE
LD 13	13 emissores tipo LED com ponteira de cristal	GG Dent	100 mW/cm ²
LD 13	13 emissores tipo LED com ponteira óptica	GG Dent	110 mW/cm ²
OPTILUX 501	Lâmpada halógena	Kerr	670 mW/cm ²

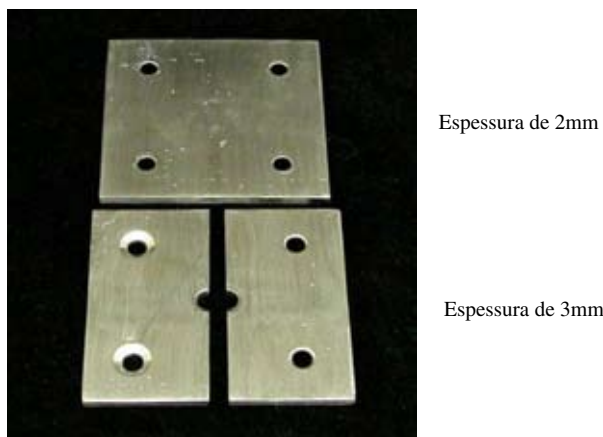


Figura 1 – Matriz utilizada na confecção dos corpos de prova.

pressão digital por 10 segundos com a finalidade de remover o excesso de material e deixar a superfície do compósito nivelado. A polimerização desta última camada de compósito foi realizada após a remoção da lamínula de vidro, aplicando-se a ponta ativa do aparelho diretamente sobre a tira de poliéster.

Finalizada a polimerização da resina composta, o corpo de prova, ainda posicionado na matriz, foi levado ao microdurômetro.

Foram confeccionadas cinco amostras para cada condição experimental, totalizando 30 corpos de prova.

Grupos Experimentais:

A seqüência de confecção dos corpos de prova foi randomizada por sorteio de acordo com os grupos experimentais, apresentados na Tab. 2.

Ensaio Mecânico:

Imediatamente após a confecção a amostra foi submetida ao ensaio de microdureza Knoop realizado utilizando um microdurômetro (Future Tech FM-1E, Future Tech Corp, Tokyo 140, Japan) e indentedor tipo Knoop, com carga de 25 g e duração de aplicação de 10 s.

Foram realizadas 30 indentações por amostra, sendo 15 na superfície (região onde houve a incidência direta da luz) e 15 no fundo (face oposta à incidência da luz), conforme ilustrado na Fig. 2.

O comprimento da maior diagonal foi medida com um monitor (9M 100A Teli, Tokyo 140, Japan) e os

valores foram transformados em Números de Dureza Knoop, através da fórmula:

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

Em que L corresponde à carga aplicada, I a maior diagonal de penetração e CP (CP=14229) referente à constante da área projetada⁵.

RESULTADOS

Com os dados obtidos no ensaio de Microdureza Knoop, foi realizada a Análise de Variância a três critérios (3X2X2), em que os fatores estudados foram Fotoativador em três níveis, LD13 ponteira de cristal (LED1), LD13 ponteira óptica (LED2) e Optilux 501 (HAL); tempo de fotoativação em dois níveis 20 segundos e 40 segundos; e superfície em dois níveis Topo (T) e Fundo (F).

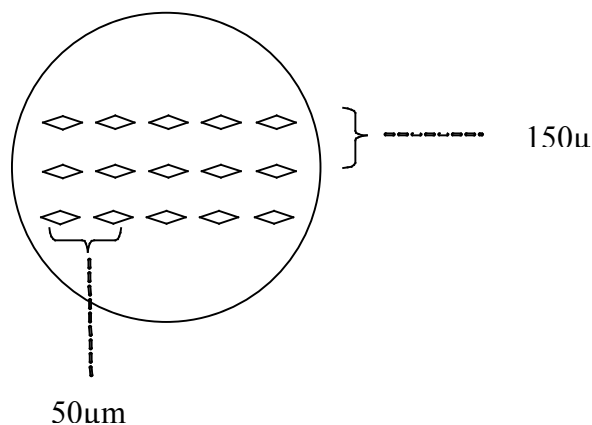


Figura 2 – Diagrama com a localização das indentações

Tabela 2 – Grupos experimentais utilizados no ensaio de microdureza Knoop.

GRUPO	APARELHO/TEMPO DE FOTOATIVAÇÃO
G1	LD 13 com ponteira de cristal/20s
G2	LD 13 com ponteira de fibra/20s
G3	OPTILUX 501/20s
G4	LD 13 com ponteira de cristal/40s
G5	LD 13 com ponteira de fibra/40s
G6	OPTILUX 501/40s

A decomposição da análise de variância mostrou que a interação tripla fotoativador X tempo X superfície, apresentou F igual a 5,08, significativo ao nível de 5% de probabilidade ($\alpha=0,0026$). Assim, foi aplicado o teste de variação múltipla de Tukey para evidenciar o resultado (Tabela 3).

A análise da tabela 3 mostra que a maior média de dureza foi obtida na superfície de fundo das amostras fotoativadas por 40 segundos com aparelho fotoativador halógeno. Porém, não apresentou diferença quando o compósito foi fotoativado pela mesma fonte de luz e tempo na superfície de topo e nem quando fotoativado por 20 segundos na superfície de fundo. A menor média de dureza foi obtida na superfície de fundo das amostras fotoativadas por 20 segundos com a fonte LED1, não apresentando diferença estatística significativa quando o compósito foi fotoativado pelas fontes LED1 e LED2 na superfície de topo. Quando as amostras foram irradiadas pelas fontes de luz LED2 e LED1, durante 40 segundos, não houve diferença estatística significativa entre as superfícies de topo e fundo. Quando as amostras foram irradiadas por 20 segundos com fontes LED2 e LED1, apenas a superfície de fundo fotoativada pela fonte LED1 apresentou diferença estatística significativa da superfície de fundo fotoativada pela fonte LED2.

DISCUSSÃO

Quando a canforoquinona, molécula responsável por iniciar a reação de polimerização em grande parte dos compósitos fotoativados, absorve fóton de luz com comprimento de onda de aproximadamente 470 nm¹¹, um elétron desta molécula é impulsionado para o nível de energia maior, deixando-a num estado excitado. Assim, a canforoquinona colide com a amina e o radical livre é formado. Este radical pode reagir com a ligação dupla de carbono (C=C) da molécula do monômero iniciando assim a reação de polimerização, na qual os monômeros que tiverem a dupla ligação de carbono quebrada em um ou nos dois extremos reagem com os outros monômeros na mesma situação, formando-se polímeros^{2,7,12}.

Além do comprimento de onda compatível com o fotoiniciador contido na resina composta, outros dois fatores são essenciais para a obtenção de adequada polimerização: intensidade de luz e tempo de exposição do material à energia luminosa⁸. O produto formado por estes dois fatores é denominado de densidade de energia. A energia total recebida pelo compósito é a responsável pela fotoativação e pode ser ajustada conforme a potência do aparelho utilizado. Isto é, se o aparelho fotoativador apresentar potência inferior

Tabela 3 – Resultado do Teste de Variância Múltipla de Tukey.

FOTOATIVADOR	TEMPO	SUPERFÍCIE	MÉDIA(DP)	TUKEY
HAL	40	F	53,127(±2,33)	A
HAL	20	F	51,589(±3,76)	ABC
HAL	40	T	50,972(±1,57)	ABC
HAL	20	T	48,803(±2,59)	BC
LED2	40	F	47,504(±2,86)	CD
LED1	40	F	46,088(±4,29)	CD
LED1	40	T	44,495(±3,92)	D
LED2	40	T	43,884(±1,93)	D
LED2	20	F	39,341(±1,93)	E
LED1	20	T	38,300(±1,85)	EF
LED2	20	T	37,296(±2,57)	EF
LED1	20	F	34,788(±2,04)	F

à desejada, aumenta-se o tempo de exposição. Por outro lado, fontes mais potentes poderão ter o tempo de exposição diminuído resultando, ao final, numa mesma energia total¹⁵.

Os resultados obtidos neste estudo podem ser explicados pela densidade de energia empregada na fotoativação das amostras. As maiores médias de dureza foram obtidas quando se utilizou fonte halógena com densidades de energia de 13,4J e 26,8J. Porém, houve diferença estatística significativa entre a superfície de fundo das amostras fotoativadas com 26,8J e superfície de topo das amostras fotoativadas com 13,4J, fato que pode ser explicado pela espessura do incremento utilizado, menor que 2mm, e pela sobreposição de exposições onde ao fotoativar o segundo incremento ainda foi possível que os fótons emitidos atingissem moléculas de canforquinona do incremento subjacente.

As amostras fotoativadas com os aparelhos LED1 e LED2 durante 40s (respectivamente 4J e 4,4J) não apresentaram diferença estatística significativa entre a dureza das superfícies estudadas. Porém, houve diferença estatística significativa quando as mesmas fontes foram utilizadas por 20s, confirmando que o aumento da densidade de energia resulta em maiores

graus de conversão de monômero em polímero. Para as amostras fotoativadas com fontes LED por 20 segundos, houve diferença estatística significativa entre a superfície de fundo fotoativada pela fonte LED2 e a superfície de fundo fotoativada pela fonte LED1. Nesta condição, a menor densidade de energia fornecida pela fonte LED1 foi suficiente para resultar em menor dureza desta superfície.

Quando se utilizou as fontes LED1 e LED2 por 40s, não houve diferença estatística significativa entre as superfícies de fundo destas amostras e as superfícies de fundo e topo fotoativadas com fonte halógena por 20s, e nem para as superfícies de topo de amostras fotoativadas com fonte HAL por 40s. Mais uma vez, a maior densidade de energia obtida com o dobro do tempo de exposição recomendada pelo fabricante da resina composta, foi suficiente para igualar estes resultados.

CONCLUSÃO

A fonte halógena apresentou os melhores resultados de dureza Knoop, com comportamento semelhante às fontes LED no tempo de 40s.

A densidade de energia influenciou os resultados de dureza das fontes fotoativadoras.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate top and bottom hardness of composite (Z250- 3MESPE) cured with two LED lights (LD13 – GGDent - with crystal tip [LED1] and LD13 – GGDent – with fiber optic tip [LED2]) and halogen light (Optilux 501-Demetron- [HAL]) under two exposure times (20 and 40 seconds). A matrix mold 5mm in diameter and 3mm in depth was used to obtain five samples for each experimental group. The samples were made in two increments and light-cured according the experimental groups G1-LED1/20; G2-LED2/20; G3-HAL/20; G4-LED1/40; G5-LED2/40; G6-HAL/40. After that, the samples were submitted to Knoop Hardness Test run on loads of 25g for 10s. The data were converted in Knoop Hardness Number and submitted to ANOVA and Tukey's test (5%). The results were G6/F 53,12a; G3/F 51,589abc; G6/S 50,972abc; G3/S 48,803bc; G4/F 47,504cd; G5/F 46,088cd; G5/S 44,495d; G4/S 43,884d; G1/F 39,341e; G2/S 35,300ef; G1/S 37,296ef; G2/F 34,788f. The results showed that halogen source obtained the highest values of hardness, with similar behavior with LED lights in 40s.

UNITERMS

Composite; light-curing; LED; hardness.

REFERÊNCIAS

1. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc.* 1994;125(7):992-6.
2. Burgess JO, Walker RS, Porche C, Rappold AJ. Light curing – An up date. *Compendium* 2002;23(10):889-906.
3. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002;27:636-8.
4. David JR, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *J Oral Sci.* 2007;49(1):19-24.
5. Elias CN, Lopes HP. *Materiais dentários: ensaios mecânicos.* São Paulo: ed. Santos; 2007
6. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resin. *Dent Mater.* 1985;1(1):11-14.
7. Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: past, present, and future. *Compend Contin Edu.* 2002;23(9 Suppl 1):18-24.
8. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent.* 1998;26(3):239-43.
9. Mills RW, Jandt KD, Asworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999;186(8):388-91.
10. Nakamura S, Senoh M, Iwasa N, Nagahama S. High-power InGaN single-quantum-well-structure blue and violet light-emitting diodes. *Appl Phys Lett.* 1995;67(13):1868-70.
11. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J.* 1997;16(1):60-73.
12. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Edu Suppl* 1 1999;(25):S4-15;quiz S73.
13. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis Jr, JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994;19(1):26-32.
14. Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Invest.* 2004;8(2):81-85.
15. Strydom C. Dental curing lights – maintenance of visible light curing units. *SADJ* 2002;57(6):227-33.
16. Yap AUJ, Saw TY, Cao T, Ng MML. Composite cure and pulp-cell cytotoxicity associated with LED curing lights. *Oper Dent.* 2004;29(1):92-94.
17. Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J.* 1985;35(3):218-25.

Recebido em 18/01/08
Aprovado em 04/09/08

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