

Avaliação da resistência à flexão de compósitos restauradores diretos fotoativados por luz halógena e por diodo emissor de luz (LED)

Flexure strength evaluation of direct restorative composites photoactivated by halogen light and by light emitting diode (LED)

Priscila Fernandes Gonçalves*

Fernanda de Carvalho Panzeri**

Heitor Panzeri***

Mário Alexandre Coelho Sinhoreti****

Resumo

O objetivo deste estudo foi verificar a resistência à flexão de compósitos usados em restaurações estéticas diretas: Z100 (3M), Definite (Degussa) e Surefil (Dentsply) polimerizados utilizando dois tipos de aparelhos fotopolimerizadores: um de luz halógena (Ultralux – Dabi-Atlante) e outro de diodo emissor de luz (Ultraled – Dabi-Atlante). Foram confeccionados vinte corpos-de-prova para cada material, com 25 mm de comprimento por 2 mm de largura e 2 mm de espessura, sendo dez polimerizados com luz halógena e dez com luz LED. A manipulação e a polimerização dos materiais foram feitas seguindo as instruções dos fabricantes. Após a confecção, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas e levados à máquina de ensaio universal (EMIC – MEM 2000), com velocidade de 0,5 mm/min para o ensaio de resistência à flexão. Os resultados foram submetidos à análise estatística (teste de Tukey – nível de significância 5%) e indicaram não haver diferença estatisticamente significativa entre as médias quando utilizada a lâmpada halógena para polimerização dos materiais. Quando utilizado o LED, houve diferença estatisticamente significativa somente para o material Definite, indicando menor resistência à flexão.

Palavras-chave: compósitos, fotopolimerização, LED.

Introdução

As resinas compostas vêm sofrendo aperfeiçoamentos objetivando seu uso em dentes posteriores para substituir o amálgama dental, apresentando como vantagem a melhora da estética (COUTO et al., 2000).

Ao final da década de 40, as resinas sintéticas foram introduzidas no mercado odontológico por apresentarem propriedades superiores aos materiais que as precederam: cor semelhante à do dente, insolubilidade no meio bucal, fácil manipulação e baixo custo. Entretanto, a alta contração de polimerização do material, aliada a um coeficiente de alteração térmica elevado, comprometia a longevidade da restauração e, em alguns casos, levava

até mesmo à recidiva de cárie.

Com o objetivo de minimizar tais problemas, partículas de carga inorgânica foram incorporadas às resinas acrílicas. Esse procedimento, contudo, não determinou melhora significativa nas propriedades mecânicas do material em decorrência da deficiente união entre partícula de carga e matriz orgânica. Somente na década de 60, com o desenvolvimento do Bis-GMA, conseguiu-se significativa melhora nas propriedades mecânicas das resinas restauradoras, agora denominadas “compósitos odontológicos” (ASMUSSEN e PEUTZFEELDT, 1998). Porém, ainda não se uniam satisfatoriamente à estrutura dentária (LEVARTOVSKY, KUYIUNU e GEORGESCU, 1994; SKRTIC, ANTONUCCI e EANES, 1996; KILDAL e RUYTER, 1997; DRUMMOND et al., 1998).

* Aluna de graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (USP).

** Professora Doutora do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP - Disciplina: Materiais Dentários.

*** Professor Titular do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP - Disciplina: Materiais Dentários.

**** Professor Livre-Docente do Departamento de Odontologia Restauradora – Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp.

Recebido: 25.09.2003 Aceito: 22.04.2004

Nesta tentativa de criar um material estético para dentes posteriores alternativo à resina composta foram criados dois materiais que serão incluídos neste estudo: o Surefil, que é uma resina posterior compactável, e o Definite, que é um ormocer. A resina compactável possui partículas interbloqueáveis de tamanhos diferentes e confeccionadas com um vidro impregnado de flúor. Dessa forma, quando compactado, esse material tem suas cargas mecanicamente interbloqueadas, permitindo criar uma forma anatômica adequada sem que o material escoe.

O Definite é um compósito híbrido que possui uma matriz cerâmica organicamente modificada – ormocer (HOFMANN, HUGO e KLAIBER, 2002). É um material cerâmico que apresenta uma matriz inorgânica de polisilicato (rede silicone-oxigênio), que, em combinação com monômeros metacrilatos, constitui a matriz ormocer de materiais restauradores. Segundo o fabricante, apresenta elevada biocompatibilidade em razão da menor quantidade de monômeros residuais, essa característica que também permite uma redução de, aproximadamente, 50% na contração de polimerização em comparação às resinas compostas. Apresenta também um bom resultado estético, liberação de flúor, cálcio e fosfato, além de características de compactabilidade.

Em virtude desses avanços, os compósitos são utilizados com frequência por muitos profissionais para a restauração estética de dentes anteriores e, também, posteriores. Entretanto, quando são utilizados em dentes posteriores, estão sujeitos a forças de compressão e flexão impostas pelo elemento dental antagonista. O teste de resistência à flexão tem sido escolhido para o estudo dos materiais restauradores porque detecta eficientemente alterações mecânicas na estrutura do material visto que resulta em forças mais complexas do que o teste de resistência à compressão (PHILLIPS, 1993; ANUSAVICE, 1996).

Um fator de grande importância nas propriedades mecânicas do material restaurador é a sua polimerização. No caso da resina composta, essa polimerização é feita especialmente por meio da fotoativação. Atualmente, as lâmpadas halógenas são as mais utilizadas na polimerização do material restaurador; sua luz é produzida por uma corrente elétrica que flui por meio de um fino filamento de tungstênio, que funciona como um resistor. O calor da corrente é tão forte que emite uma radiação eletromagnética na forma de luz visível.

Recentemente, outros métodos de polimerização estão sendo utilizados na prática clínica, entre os quais, luz halógena pulsátil, luz emitida por arco de plasma de xenônio, luz de laser de argônio (POLONIATO, 1998) e, mais recentemente, a polimerização através da lâmpada LED (light emitting diodes), que emite luz através de lâmpadas de diodo. Este tipo de aparelho, ao contrário da luz halógena, não produz luz visível através do aquecimento dos filamentos de metal, mas através de efeitos mecânico-quânticos (3M ESPE – ELIPAR FREELIGHT, 2001).

Basicamente, LEDs são uma combinação de dois semicondutores diferentes (“n-doped” e “p-doped”). O semicondutor n-doped tem um excesso de elétrons e o p-doped tem uma carência de elétrons ou “buracos”. Quando os dois semicondutores são combinados e uma voltagem é aplicada, os elétrons do condutor n-doped se conectam aos buracos do elemento p-doped. Como resultado, é emitida uma luz característica, com um comprimento de onda específico (3M ESPE – ELIPAR FREELIGHT, 2001).

A luz da lâmpada LED é uma das suas características mais importantes; determinada pela composição química da combinação do semicondutor, é uma luz azul que não necessita de filtros (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999).

As forças geradas durante a polimerização das resinas podem ser influenciadas pela fonte de luz utilizada. Castañeda-Espinosa e Mondelli (2002) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar as diferenças nas forças geradas durante a contração de polimerização de resinas ativadas com luz halógena e LED. A conclusão foi que resinas ativadas com LED apresentaram menores valores de força de contração em comparação à luz halógena.

Este estudo se propôs a verificar, *in vitro*, a resistência à flexão de três tipos de materiais restauradores frequentemente utilizados para restaurações estéticas, polimerizados com dois tipos de aparelhos fotopolimerizadores: um com luz halógena (Ultralux – Dabi Atlante – Brasil) e outro com diodos emissores de luz (Ultraled – Dabi Atlante – Brasil).

Materiais e método

Foram utilizados três materiais restauradores resinosos diretos, cujas descrições estão na Tabela 1.

Tabela 1 - Marca comercial, classificação e fabricante dos materiais restauradores

Marca comercial	Classificação	Fabricante
Z100	Compósito microíbrido	3M
Definite	Ormocer	Degussa Dental
Surefil	Compósito microíbrido de alta densidade	Dentsply

Para a confecção dos corpos-de-prova foi utilizada uma matriz de teflon bipartida, contendo uma cavidade retangular de 25 mm de comprimento por 2 mm de largura e 2 mm de profundidade. Foram confeccionados vinte corpos-de-prova para cada material restaurador. Os materiais restauradores foram manipulados e inseridos na cavidade de acordo com as instruções dos fabricantes. Em seguida, dez corpos-de-prova foram polimerizados utilizando-se o aparelho fotopolimerizador Ultralux (Dabi Atlante – Brasil - $\approx 400 \text{ mW/cm}^2$) e dez com aparelho fotopolimerizador Ultraled (Dabi Atlante – Brasil - $\approx 120 \text{ mW/cm}^2$), pelo tempo preconizado

pelos fabricantes. A fotopolimerização foi feita percorrendo-se o comprimento do corpo-de-prova, dividido, virtualmente, em quatro porções de 6 mm.

Após a remoção da matriz, os corpos-de-prova foram tratados com lixas de granulação 400 e 600, para a remoção de excessos laterais, e as dimensões foram certificadas utilizando-se um paquímetro digital (Mitutoyo) com precisão de 0,01 mm. Em seguida, foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas e ensaiados numa máquina de ensaio universal MEM 2000 (Emic – Brasil), com velocidade constante de 0,5 mm/min até sua ruptura. O método utilizado foi o de flexão de três pontos, com 20 mm de distância entre os dois pontos inferiores e o ponto superior colocado na metade da distância dos pontos inferiores.

Os valores de fratura foram utilizados para o cálculo da resistência à flexão, utilizando-se a seguinte fórmula:

$$\text{Resistência à flexão} = \frac{6 \cdot x \cdot l}{b \cdot d^2}$$

sendo: x = carga de fratura (kg)
d = espessura do corpo-de-prova (cm)
l = distância entre os pontos de suporte inferiores (cm)
b = largura do corpo-de-prova (cm)

Resultados

Os resultados obtidos para resistência à flexão foram submetidos à análise de variância – Teste de Tukey com nível de significância de 5% e podem ser vistos na Tabela 2 e Figura 1.

Quando foi utilizada a lâmpada halógena para a polimerização, não houve diferença estatisticamente significativa para nenhum dos materiais. Quando utilizados os diodos emissores de luz para polimerização dos materiais, não houve diferença estatisticamente significativa para os materiais Surefil e Z100, porém, para o material Definite ocorreu uma menor resistência à flexão, com valores

diferentes estatisticamente comparando as diferentes fontes de luz para o mesmo material.

Analizando-se as fontes de luz em relação aos diferentes materiais, quando se utilizou o LED para a polimerização ocorreu uma maior resistência à flexão para o material Surefil, seguido dos materiais Z100 e Definite, respectivamente.

Tabela 2 - Valores médios de resistência à flexão (em MPa) utilizando as lâmpadas halógena e LED para polimerização dos diferentes materiais

Material	Halógena	LED
Definite	194,86 a,A	130,70 b,B
Z100	217,27 a,A	205,41 a,A
Surefil	172,18 a,A	210,16 a,A

* Valores seguidos de letras distintas minúsculas na coluna e maiúsculas na linha diferem estatisticamente entre si, em nível de 5% de significância pelo teste de Tukey.

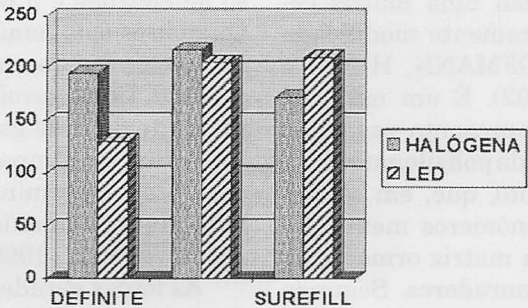


Figura 1 - Ilustração gráfica dos valores médios de resistência à flexão para cada material, em relação à unidade de luz polimerizadora

Discussão

O avanço da tecnologia tem permitido muitas mudanças na odontologia, sobretudo no que se refere aos materiais odontológicos estéticos e ao seu sistema de fotoativação.

Uma propriedade mecânica importante dos materiais restauradores é a resistência à flexão, também conhecida como “resistência transversa”. Durante a aplicação do teste, tem-se a formação de tensões de compressão, tração e cisalhamento no corpo-de-prova, o que permite visualizar as alterações mecânicas ocorridas na estrutura do material.

O material Definite apresentou os resultados com valores mais baixos quando polimerizados com LED, o que ocorreu porque esse material tem fotoiniciador com absorção espectral próximo aos 400 nm e o equipamento LED é capaz de apresentar um pico de emissão de luz entre 460-470 nm (KURACHI et al., 2001; MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999). Este comprimento de onda é o mais eficiente para absorção pela canforoquinona, iniciador mais utilizado para conversão de monômeros de resinas compostas (STAHL et al., 2000). Assim, o material apresentou menor resistência à flexão quando polimerizado com LED, porém, quando polimerizado com lâmpada halógena, evidenciou valores mais altos, não apresentando diferenças estatisticamente significantes em relação às demais resinas. Isso pode ser explicado pelo fato de serem compostos por grande quantidade de partículas de carga (POLIONATO, 1998).

Segundo Anusavice (1996), a incorporação de maior quantidade de partículas de carga melhora as propriedades mecânicas dos compósitos.

A resina Surefil apresentou valores mais altos para resistência à flexão quando polimerizada com luz emitida por LED. Esse resultado conflita com os achados de Stahl et al. (2000), segundo os quais, os diodos emissores de luz apresentam somente 92% de razão de polimerização

das lâmpadas halógenas. Contudo, mesmo assim, foram capazes de polymerizar os materiais satisfatoriamente.

A resina Z100 apresentou-se com comportamentos semelhantes quando polymerizada com qualquer das unidades de fotopolimerização. Para esta resina, a resistência à flexão não foi afetada pela unidade de luz.

Quando analisada a resistência flexural dos materiais em função de cada tipo de unidade de luz fotopolimerizadora isoladamente, pôde-se verificar novamente que a resina Definite foi o único material a apresentar resultados estatisticamente significantes em relação à fotopolimerização por LEDs. As demais resinas, ambas híbridas, não apresentaram diferença estatisticamente significantes utilizando LEDs ou lâmpadas halógenas.

Conclusão

1. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a resistência à flexão dos compósitos fotopolimerizados por luz halógena;

2. O material Definite apresentou menor resistência à flexão que os outros dois materiais quando fotopolimerizado com diodos emissores de luz (LED).

Abstract

The aim of this study was to verify flexure strength of composites used in direct esthetic restorations. Z100 (3M), DEFINITE (DEGUSSA) and SUREFIL (DENTSPLY) were polymerized using two types of photopolymerizers: halogen light (ULTRALUX – DABI-ATLANTE) and LED (ULTRALED – DABI-ATLANTE). Twenty specimens were made of each material and each measured 25mm of length by 2mm of height by 2mm of width. Ten of each were polymerized with halogen light and 10 were polymerized with LED. All handling and polymerization of the materials was done according to the manufacturer's specifications. After the specimens were made, they were stored in distilled water at 37 °C for 24h and then taken to the Testing Machine for the flexure test, which was performed at a speed of 0,5mm/min. The results obtained were then statistically analyzed (Tukey Test – significance level of 5%), showing no significant statistical difference between the means when the halogen light was used to polymerize the materials. When the LED was used, there was significant statistical difference only for the DEFINITE material, indicating less resistance to flexion.

Key words: composites, photopolymerization, LED.

Referências

3M ESPE – Elipar Freelight. *DentNet Masters*, 2001

ANUSAVICE, J. A. *Phillips science of dental materials*. 10. ed. Philadelphia: Saunders, 1996. p. 273-300.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT A. Influence of UDEMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent. Mater.*, v. 14, p. 51-56, 1998.

CASTAÑEDA-ESPINOSA, J. C.; MONDELLI, R. F. L. Avaliação das forças de contração na polimerização de resinas compostas ativadas com luz halógena e LED. *Pesq Odont Bras*, v. 16, p. 15, suplemento, 2002.

COUTO, M. G. P. et al. Estudo do "creep" em cinco resinas compostas fotopolimerizáveis. *Rev. FOB*, Bauru, v. 8, n. 3/4, p. 37-42, Jul./Dez. 2000.

DRUMMOND, J. L.; et al. Fracture properties of aged and post-processed dental composites. *Eur. J. Oral Sci.*, v. 106, p. 661-666, 1998.

HOFMANN, N.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur. J. Oral Sci.*, v. 110, p. 471-479, 2002.

KILDAL, K. K.; RUYTER, I. E. How different curing methods affect mechanical properties of composites for inlay when tested in dry and wet condition. *Eur. J. of Oral Scienc.*, v. 105, p. 353-361, 1997.

KURACHI, C.; et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, v. 17, p. 309-315, 2001

LEVARTOVSKY, S.; KUYINU, E.; GEORGESCU, M. A comparison of the diametral tensile strength, the flexural strength, and the compressive strength of two new core materials to a silver alloy-reinforced glass-ionomer material. *J. Prosth. Dent.*, v. 72, p. 481-485, 1994.

MILLS, R. W.; JANDT, K. D.; ASHWORTH, S. H. – Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Brit Dent J*, v. 186, n. 8, apr 24, 1999.

PHILLIPS, R. W. *Materiais Dentários*. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, p. 124-143, 1993.

POLONIATO, M. *Avaliação da resistência flexural, dureza e desgaste de resinas compostas fotoativadas com luz halógena e laser de argônio em diferentes atmosferas*. São Paulo, 1998. Tese (Doutorado em Materiais Dentários); Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo- USP, 1998.

STAHL, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomater*, v. 21, p. 1379-1385, 2000.

SKRTIC, D.; ANTONUCCI, J. M.; EANES, E. D. Improved properties of amorphous calcium phosphate fillers in remineralizing resin composites. *Dent. Mater.*, v.12, p.295-301, 1996.

Endereço para correspondência

Fernanda de Carvalho Panzeri
Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto - USP
Departamento de Materiais Dentários
e Prótese
Av. do Café, s/nº - Monte Alegre
14040-904 - Ribeirão Preto - SP

Agradecimentos

Os autores agradecem o auxílio recebido: PIBIC - CNPq.