

# RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE DA RESINA COMPOSTA

## Flexural strength and static modular elasticity of composite resin

Nasser Hussein Fares<sup>1</sup>

Halim Nagem Filho<sup>2</sup>

Ivone Baleroni Pacheco<sup>3</sup>

Kennedy Queiroz Coutinho<sup>4</sup>

Haline Drumond Nagem<sup>5</sup>

### Resumo

**OBJETIVOS:** A presente pesquisa teve como objetivo determinar a resistência flexural e o módulo de elasticidade de três resinas compostas híbridas, com matriz resinosa à base de BISGMA. **MATERIAL E MÉTODOS:** Os testes foram realizados em uma máquina Universal de ensaios à velocidade de 0,75mm/min. Foram confeccionados 30 corpos de prova com 10 amostras para cada grupo de resina. A irradiação foi realizada com um fotoativador LED "Blue Star 1" (Microdont Micro Usinagem de Precisão Ltda.) com fonte de luz de 7,5 watts, uma intensidade de 1250mW/cm<sup>2</sup> e um tempo de exposição de 40s, no centro e nas duas extremidades do corpo de prova. A ponta ativa do fotoativador, com 6mm de diâmetro na saída da luz, foi colocada em contato direto com a resina, porém, isolada com um anel protetor de silicone. A polimerização foi repetida do lado oposto. Após 24 horas de armazenagem em água, já na fase pós-gel foram submetidas aos testes de flexão. Os valores obtidos foram registrados submetidos a uma análise ANOVA de um critério ( $p < 0,05$ ). **RESULTADOS:** Neste trabalho, as resinas testadas não apresentaram diferenças estatísticas para a resistência flexural, mesmo com as alterações sofridas em sua composição. Contudo, no módulo de elasticidade houve diferenças entre as três resinas, onde a rigidez em ordem crescente apresentava a Masterfill (Biodinâmica), Filtek Z250 (3M) e SureFil (Dentsply).

**Palavras chave:** Resina composta; Resistência flexural; Módulo de elasticidade.

<sup>1</sup> Prof. da Disciplina de Clínica Geral I da Faculdade de Odontologia da Universidade de Cuiabá UNIC. Prof. da Disciplina de Dentística da Faculdade de Odontologia FIMCA RO. Prof. do Curso de Especialização em Dentística da EAP/ABCD-MT. Av das Flores 301B, Jardim Cuiabá, CEP. 78043-172 Cuiabá-MT, nasserfares@terra.com.br.

<sup>2</sup> Prof. Titular de Materiais Dentários da FOB-USP/SP.

<sup>3</sup> Prof.<sup>a</sup> de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de Cuiabá UNIC. Prof.<sup>a</sup> do Curso de Especialização em Dentística da EAP/ABCD-MT.

<sup>4</sup> Prof. de Dentística Faculdade de Odontologia São Lucas.

<sup>5</sup> Doutora em Materiais Dentários da FOB-USP/SP.

Rev. de Clín. Pesq. Odontol., v.2, n.1, ju./set. 2005

## Abstract

**OBJECTIVES:** The present research had the objective to determine the flexural resistance and the modulus of elasticity of three hybrid composed resins, with resinous matrix to the base. **MATERIAL AND METHODS:** the tests had been carried through in a Universal machine of assays to the speed of 0,75mm/min. 30 bodies of test with 10 samples for each group of resin had been confectioned. The irradiation was carried through with a fotoativador LED "Blue Star 1" of the Microdont Micron Usinagem de Precisão Ltda, with source of light of 7,5 watts, an intensity of 1250mW/cm<sup>2</sup> and a time of exposition of 40s, in the center and the two extremities of the test body. The active tip of the fotoativador, with 6mm of diameter in the exit of the light, was placed in direct contact with the resin, however, isolated with a protective silica ring. The polymerization was repeated of the opposing side. After 24 hours of storage in water, already in the phase after-gel had been submitted to the flexão tests. The values had been registered and submitted to an analysis ANOVA ( $p < 0,05$ ). **RESULTS:** In this work the tested resins presented no statistical differences for the flexural resistance, exactly with the alterations suffered in its composition. However, in modulated module there were differences between three resins, where increasing rigidity was presented by the Masterfill (Biodinâmica), Filtek Z250 (3M) and SureFil (Dentsply).

**Keywords:** Composite resin; Flexural strength; Modulus of elasticity.

## Introdução

Atualmente, o sucesso das resinas modernas aplicadas em diferentes modalidades de tratamento é observado em sua performance clínica. Por isso, há necessidade de compreender o comportamento da resina em relação à deformação, quando aplicada sobre ela uma determinada carga. O quadro de propriedades para analisar o estresse é dado pela contração volumétrica e pelo módulo de elasticidade.

O termo módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez ou dureza de um material que é medida da redução da região elástica no diagrama de tensão/deformação. É o princípio de quanto mais baixo for a deformação para um determinado valor de tensão, maior o valor do módulo de elasticidade (1).

A magnitude do módulo de elasticidade é um fator de influência na intensidade dos estresses gerados durante o endurecimento da resina composta. A relação de estresse desenvolvida e sua magnitude na qual determina a seriedade do estresse depende do

modo de ação da viscoelasticidade da restauração durante a polimerização (2). A resistência flexural representa a resistência máxima ao dobramento de um material antes que ocorra fratura. A relevância clínica desta propriedade se faz presente, sobretudo, no ato da mastigação, quando ocorrem diferentes esforços mastigatórios, que induzem variadas tensões, tanto no dente quanto na restauração.

Tendo em vista da importância das propriedades de elasticidade como também a flexural, na prevenção da microinfiltração, este trabalho teve como objetivo determinar estas propriedades, relacionadas à composição do complexo resinoso de algumas resinas compostas.

## Material e método

Para o desenvolvimento desta pesquisa foram selecionadas três resinas compostas, duas de média densidade, com matriz resinosa à base de BISGMA e uma de alta densidade, com matriz resinosa à base de EBISGMA (Bisigma etoxilado). As demais características desses materiais estão discriminadas na Tabela 1.

RESINA	FABRICANTE	MATRIZ	CARGA	% DE CARGA
Filtek Z250	3M	BISGMA	Zr-SiO <sub>2</sub> sinterizado	78
Masterfill	Biodinâmica	BISGMA	BrSi de BaAl	79
SureFil Dentsply	Dentsply	EBISGMA	BrSi de BaAl	82

Tabela 1 Características das resinas compostas testadas.

Resistência flexural e módulo de elasticidade foram avaliados de acordo com a norma ISO 4049 de 1988. Dez corpos de prova de cada resina foram confeccionados numa matriz de aço inoxidável com as medidas de 25 ±2 mm x 2 ±0,1mm x 2 ±0,1mm resultando um total de 30 amostras.

A massa da resina composta inserida na contínua de cavidade da matriz foi coberta de ambos os lados com uma fita de poliéster, mas comprimida suavemente, na extremidade superior, com uma lamínula para microscopia, com a finalidade de formar uma superfície regular.

A irradiação foi realizada com um fotoativador LED "Blue Star 1" da Microdont (Micro Usinagem de Precisão Ltda.), com fonte de luz de 7,5 watts, intensidade de 1250mW/cm<sup>2</sup> e tempo de exposição de 40 s, no centro e nas duas extremidades do corpo de prova. A ponta ativa do fotoativador, com 6mm de diâmetro na saída da luz, foi colocada em contato direto com a resina, porém, isolada com um anel protetor de silicone. A polimerização foi repetida do lado oposto. Após a polimerização, o conjunto, a matriz com a resina, foi imerso em recipiente com água a 37°C por 15 minutos horas. Removido o espécime da matriz, este foi armazenado em água a 37°C por 23 horas e 45 minutos. Em seguida, foram lixados com lixa 200 e medidos em sua altura e largura com 1,0?m de 0,01 de precisão. Para a avaliação da resistência flexural e módulo de elasticidade, cada corpo de prova foi posicionado em um dispositivo com dois suportes paralelos, separados por uma distância de 20mm. O conjunto, 24 horas após a polimerização, foi levado em uma máquina de ensaio universal (Kratos Equipamentos Industriais Ltda.) com velocidade de 0,75

mm/min e aplicada no centro do corpo de prova da resina uma carga contínua de 50 ±16 N/min até o limite de fratura. Este procedimento foi repetido para todos os corpos de prova. O resultado da carga máxima era registrado e a resistência flexural calculada em MPa com a seguinte equação:

$$\frac{3F_{\max}}{2wh^2}$$

Onde  
 = distância entre os suportes paralelos (mm); F<sub>max</sub> = força máxima da fratura (N);  
 w = largura do espécime (mm);  
 h = altura do espécime (mm).

A resistência flexural, do tipo 2 (fotoativação), determinada de acordo a norma ISO 4049, deverá ser menor do que o valor de N = [(módulo de elasticidade x 0,0025) + 40] MPa, e em qualquer ensaio não ser menor do que 50MPa.

$$\frac{F3}{d4wh^3}$$

A relação F/d corresponde à inclinação da parte linear da força versus a curva de deflexão e foi determinada do registro correspondente dos valores obtidos. Os dados coletados foram submetidos à análise estatística ANOVA de um critério, utilizando o teste de Tukey para comparação dos valores individuais de cada variável.

## Resultados

Tabela 2 Análise ANOVA da resistência flexural.

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F" calculado
Entre grupos	168.1808	2	84.0904	1,4899
Resíduo	1523.8895	27	56.4404	
Total	1692.0703	29		

F crítico= 0,2433 (p<0,05).

Tabela 3 Valores da média e desvio padrão da resistência flexural.

RESINAS	MÉDIA E DESVIO PADRÃO
Masterfill	108,32 ± 9,51 A
Filtek Z250	110,60 ± 7,80 A
SureFil	14,08 ± 4,25 A

Tabela 4 Análise ANOVA do módulo de elasticidade.

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F" calculado
Entre grupos	180.84620667	2	90.42310333	190.5473
Resíduo	12.81269000	27	0.47454407	
Total	193.65889667	29		

F crítico= 0,0000 (p<0,05)

Tabela 5 Valores da média e desvio padrão do módulo de elasticidade.

RESINAS	MÉDIA E DESVIO PADRÃO (GPA)
Masterfill	6,425 ± 0,871a
Filtek Z250	11,044 ± 0,689 b
SureFil	12,700 ± 0,434 c

## Discussão

A reação de polimerização da luz azul emitida pelo LED da Microdont reflete a extraordinária eficácia de seu desempenho ao ativar o iniciador (canforoquinona) com o exato comprimento do espectro de luz (468nm), resultando em maior profundidade. Este efeito é incomum entre os fotoativadores de luz halógena que emite uma luz em uma faixa de 468?10nm. Esta diferença mostra a otimização do LED macrodiodo, em relação do LED com diodos de 1 watt, que emite intensidade baixa de luz. Os LEDs de macrodiodo são aparelhos que durante o período de exposição, pelo fator intrínseco do coeficiente de transmissão, provocam um estado ótimo de conversão dos monômeros em polímeros.

Nas resinas polimerizadas com LED, tendo constante a mesma distância fonte/objeto, igual intensidade de luz e tempo de exposição, irrevogavelmente ocorrerão valores diferentes para os índices de conversão, resistência flexural e módulo de elasticidade, devido à composição da matriz orgânica (3). A alta viscosidade do BISGMA exige uma diluição e esta se faz com monômeros de baixo peso molecular. Os diluentes empregados são o BISEMA (bisfenol-A etileno diéter dimetacrilato), o EDGMA (etileno

dimetacrilato) e mais comumente usado o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) que é muito menos rígido do que o BISGMA e por causa de sua longa cadeia flexível possui relativamente maior grau de conversão (4). A variação de monômeros na composição da matriz resinosa tem sido descrita como um dos fatores responsáveis das variações dos resultados da resistência flexural das resinas híbridas. Neste trabalho, as resinas testadas não apresentaram diferenças estatísticas nesta propriedade mesmo com as alterações sofridas em sua composição. Na Filtek Z250 (3 M), o monômero diluente TEGDMA foi substituído pelo UEDMA (uretano dimetacrilato) e BISEMA. Estas substâncias têm peso molecular maiores quando comparadas com o TEGDMA e, portanto, menor concentração de ligações C=C. Masterfill (Biodinâmica) apesar de continuar com o diluente TEGDMA na sua formulação ela também possui o UEDMA (uretano dimetacrilato), o que lhe confere um aumento no peso molecular da massa resinosa, não tanto quanto o Filtek Z250 (3 M). A resina SureFil (Dentsply) tem o BISGMA etoxilado (EBISGMA), que é uma cadeia curta ramificada e hidrófoba. Estas variedades de monômeros formando em conjunto a fase orgânica da resina talvez seja um dos motivos da resistência

flexural ser diferente, apesar de não ter revelado estatisticamente diferenças significantes (8). Pode-se, também, atribuir ao peso molecular elevado ou a cadeia curta dos monômeros a redução da mobilidade molecular e o maior coeficiente de transmissão. Alguns pesquisadores têm reportado que o grau de conversão das resinas, com base de BISGMA, está em torno de 55% a 75% usando uma unidade polimerizadora como o LED da Microdont, com alta intensidade de luz e isto tem mostrado como causa das resinas apresentarem semelhantes resultados na resistência flexural

(5). A relação entre a resistência flexural e a composição da massa monomérica da matriz tem sido descrita que esta aumenta quando parte do BISGMA ou do TEGDMA é substituída pelo UEDMA, mas quando parte do BISGMA é substituída pelo TEGDMA existe uma redução.

Isto não é fácil de se compreender porque, como já foi explicado acima, o grau de conversão aumenta com a elevação do conteúdo de TEGDMA (6). A resina Masterfill (Biodinâmica) é o mesmo substituindo pequena parte do TEGDMA por UEDMA e apresentou uma resistência flexural abaixo, mas não significativa, do que o a resina Filtek Z250 (3M) que substituiu totalmente o TEGDMA por UEDMA e BISEMA.

Talvez, também, porque a presença do BISEMA altera a mensuração da viscosidade e são menos sensíveis as alterações de umidade. Sem dúvida, o importante, entre os resultados obtidos, é que a resistência flexural encontrada apresentou para todas as resinas testadas valores muito acima do mínimo exigido (50Mpa) na especificação ISO 4049.

Nas resinas híbridas de minipartículas ou microhíbridas, a maioria das partículas da carga apresentou um tamanho inferior a 1mm (0,6 a 0,8mm) no máximo 2mm de tamanho, o que permite incorporar grande número de partículas de carga, aumentando a resistência e força coesiva da matriz polimérica. Masterfill (Biodinâmica) contém 79% de partículas inorgânicas incorporadas.

O módulo de elasticidade é responsável pela relativa dureza ou rigidez da resina e é importante para determinar a resistência das forças oclusais e resistência ao desgaste.

De acordo com Sabbagh et al. (1), a dentina humana tem o módulo de elasticidade de 18.000 MPa; correspondendo a um peso em porcentagem de mais de 80% da fase inorgânica. Xu et al. (7) mediram o módulo de elasticidade da dentina humana em 19 GPa e ANUSAVICE (1998) apresenta um módulo de elasticidade de 12 MPa a 14 GPa para a dentina e 46 GPa a 48 GPa para o esmalte. Embora não exista um valor constante na literatura para o esmalte e dentina, devido às diferenças atribuídas aos problemas técnicos associados ao preparo e testes desses diminutos corpos de prova, é óbvio que os valores dos materiais desta propriedade têm sido correlacionados fundamentalmente ao tamanho, formato, composição e distribuição das partículas inorgânicas (9). Por isso, resinas com micropartículas, distribuídas ao redor de 0,6mm, com alta densidade, ao redor de 80% de fase inorgânica, aumenta substancialmente o módulo de elasticidade.

A relativa variação das quantidades de UEDMA, BISGMA e TEGDMA tem um significado efeito nas propriedades mecânicas da resina composta, no entanto, para selecionar uma combinação específica desses componentes, é possível designar composição que tem específicas aplicações. As resinas mostraram diferenças estatísticas entre si, nos valores dos módulos de elasticidade. A resina Masterfill (Biodinâmica) com 79% de micropartículas apresentou o menor módulo de elasticidade, em comparação às resinas Filtek Z250 (3M) e SureFil (Dentsply), porém somente esta propriedade não é suficiente para determinar a indicação de uso, mas ela prediz que não é adequada para restaurar dentes posteriores, em cavidades classe II. O mesmo acontece com a resina Filtek Z250 (3M), pois não é aconselhado usar em superfícies com incidência de esforços mastigatórios, já que tenderá a se deformar e esta deformação poderia ter catastróficos efeitos nas estruturas da restauração, ocorrendo o risco de fraturas ou percolação. A resina Filtek Z250 (3M), SureFil (Dentsply) com 82% de partículas de tamanho médio de 0,8mm combinado com uma matriz hidrófoba deve ser levada em consideração, pois não sendo uma resina condensável recomendada para as restaurações posteriores, pode ser disponível para esta ocasião devido à sua alta densidade.

Em cavidades cervicais, classe V, e oclusais classe I, as resinas devem ter um valor do módulo de elasticidade que permita o seu escoamento e promova o selamento marginal. Nestes casos, devem ser indicadas as resinas Masterfill (Biodinâmica) e Filtek Z250 (3M). Para cavidades ocluso-proximais (classe II), o módulo de elasticidade deve ser alto para resistir a deformações e fraturas de cúspides e neste caso a resina seria a SureFil (Dentsply) (10).

### Conclusões

Face às inferências observadas na discussão, pode-se concluir que:

1. A variação de monômeros na composição da matriz resinosa talvez seja um dos fatores responsáveis das variações dos resultados da resistência flexural das resinas híbridas apesar de não ter revelado estatisticamente diferenças significantes.

2. As resinas mostraram diferenças estatísticas ente si, nos valores dos módulos de elasticidade.

3. O módulo de elasticidade deve ser alto para resistir a deformações e fraturas de cúspides.

### Referências

1. Sabbagh J, Vreven L, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mat* 2002;18:64-71.
2. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent. Res* 2000;79:818- 23.
3. Nagem Filho H et al. Resinas compostas contração volumétrica de polimerização. Bauru: Artes Gráficas, 2000.
4. Ruyter IE, Svendsen SA. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontol Scand* 1978;36:75-82.

5. Ruyter IEm Oysaed H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res* 1987; 21:11-23.
6. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mat* 1998; 14: 51-56.
7. Xu HH, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, Rekow ED. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res* 1998;77:472-80.
8. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *J Dent* 2003;3: 549-57.
9. Taylor DR, Lalachandra S, Sankarapandian M, McGrath JE. Relationship between filler and matrix resin characteristics and the properties of uncured composite pastes. *Biomaterials* 1998;19:197-204.
10. Lanmbrechts P, Braem M, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent* 1987;12:53-78.

Recebido em 10/05/2005; aceito em 10/06/2005  
Received in 05/10/2005; accepted in 06/10/2005