

Avaliação da resistência à flexão de fibras de vidro utilizadas como subestrutura de próteses parciais fixas

Adriana de Oliveira SILVA^a, João Carlos GOMES^b,

Marcelo Ferrarezi de ANDRADE^c

^aDoutoranda, Programa de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, Faculdade de Odontologia, UNESP, 14801-903 Araraquara - SP

^bDepartamento de Odontologia, UEPG, 84030-900 Ponta Grossa - PR

^cDepartamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia, UNESP, 14801-903 Araraquara - SP

Silva AO, Gomes JC, Andrade MF. Evaluation of the flexural strength of glass fibers used like substructure of prosthesis fixed partial. Rev Odontol UNESP. 2006; 35(2): 143-49.

Resumo: O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à flexão de dois sistemas de fibras de vidro unidirecionais utilizadas como subestrutura de próteses parciais fixas, aplicando o teste de três pontos. Dois grupos, com dez corpos-de-prova cada, e dimensões de $25 \pm 0,1$ mm x $2 \pm 0,1$ mm x $2 \pm 0,1$ mm (ISO 10477), foram obtidos seguindo as orientações dos fabricantes: GI-Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent) e GII-Fibrex Medial® (Angelus Soluções Odontológicas). Os corpos-de-prova foram armazenados, secos, à temperatura ambiente, em recipientes plásticos, sem interferência de luz, e submetidos ao teste de três pontos em uma máquina de ensaio Instron® Corp. 2KN (velocidade de 0,75 mm/min), obtendo-se valores médios de resistência à flexão de $516,04 \pm 58,44$ MPa para o GI e de $505,23 \pm 85,57$ MPa para o GII. O padrão de falha observado foi de fratura incompleta para as fibras de vidro em 100% dos corpos-de-prova. Os valores médios de resistência foram submetidos à análise estatística e à análise de variância ($p < 0,05$) e verificou-se a inexistência de diferenças estatísticas significantes entre os grupos de fibras de vidro ($p = 0,7460$). Concluiu-se que as fibras de vidro utilizadas no experimento apresentaram desempenhos de resistência à flexão semelhantes, e os resultados sugeriram a possibilidade da utilização das fibras de vidro como alternativa às ligas metálicas de subestrutura em próteses parciais fixas de até três elementos.

Palavras-chave: *Prótese parcial fixa; resistência; resinas compostas.*

Abstract: The aim of this study was to evaluate the flexural strength of two glass fibers used like substructure of prosthesis fixed partial using a three point bending test. Two groups, with ten specimens and dimensions of 25 ± 0.1 mm x 2 ± 0.1 mm x 2 ± 0.1 mm (ISO 10477) were prepared according to the manufacturer's instructions. GI-Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent), GII-Fibrex Medial® (Angelus Soluções Odontológicas). The specimens were dry stored, in plastic recipient, without light on room temperature and submitted on three point test at universal machine Instron® Corp. 2KN (crosshead speed of 0,75mm/min) and the results of the mean values of flexural strength were 516.04 ± 58.44 MPa to GI, 505.23 ± 85.57 MPa to GII. The predominance of failure was incomplete fracture to fibers glass on 100% of specimens. The results were submitted on statistical analysis ($p < 0.05$) and there were observed no statistical differences among the fibers' group ($p = 0.7460$) Concluded that fibers presented similar performance of flexural strength and the result suggested the possibility of glass fibers be used like alternative of alloy in three elements prosthesis fixed partial.

Keywords: *Prosthesis fixed partial; strength; composite resins.*

Introdução

A evolução das resinas laboratoriais possibilitou sua aplicação nas restaurações em dentes posteriores, reduzindo o uso do amálgama e das restaurações metálicas fundidas. Além do fascínio pela estética, razões científicas importantes, tais como as melhoradas propriedades físicas e mecânicas desses materiais (que aliam algumas das propriedades mais interessantes das resinas e das cerâmicas), justificam sua indicação.

A utilização de resinas laboratoriais em restaurações livres de metal (*metal-free*), no entanto, torna-se crítica quando realizada em regiões de grande estresse mastigatório ou para substituição em próteses parciais fixas de um elemento dental perdido¹. Nessas situações, a associação de resinas laboratoriais a fibras de reforço torna-se fundamental. As fibras atuam como um reforço interno que reduz a deformação, dissipam a propagação de trincas e microfraturas durante a fadiga e aumentam a resistência à flexão da prótese². Entre as fibras para reforço (polietileno, vidro e carbono) utilizadas em vários materiais odontológicos, as fibras de vidro são as mais utilizadas para restaurações indiretas.

As fibras de vidro, de acordo com sua arquitetura, podem ser classificadas em contínuas/unidirecionais (feixes) ou multidirecionais (malha traçada). As fibras unidirecionais possuem maior resistência transversa e são indicadas para o reforço de próteses parciais fixas com preparos parciais ou totais, enquanto as fibras multidirecionais aumentam a resistência à fratura coronária e previnem falhas na região de término, estando indicadas como subestrutura de coroas e retentores².

Diversas marcas comerciais com seus sistemas de polimerização, tipos de fibras e indicações clínicas estão descritas na literatura. O sistema Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent) e o sistema de fibras de vidro Fibrex Medial® (Angelus) apresentam-se com fibras de vidro unidirecionais para a confecção de estruturas de coroas e pontes^{3,4}.

Pretende-se, com este estudo, avaliar se as fibras de vidro unidirecionais, atualmente utilizadas como subestrutura de próteses parciais fixas, apresentam características mecânicas suficientes para possibilitar sua utilização em regiões de grandes esforços mastigatórios.

Material e método

Foram preparados dois grupos de tratamento, cada um com dez corpos-de-prova cada, de fibras de vidro unidire-

cionais. Confeccionou-se, para tanto, uma matriz metálica bipartida com dimensões de 25 mm x 2 mm x 2 mm, baseada na especificação 10477 da ISO⁵ (utilizada para realização de testes em polímeros indiretos) (Figura 1). Na Tabela 1 encontram-se descritos os materiais utilizados.

Para o Grupo I, utilizou-se Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent) (Figura 2). Os corpos-de-prova foram confeccionados com fibras de vidro unidirecionais pré-impregnadas, seguindo a orientação do fabricante. Cortou-se o Vectris Pontic® no comprimento adequado com o auxílio do alicate Vectris Cutting Pliers®. Levou-se o conjunto de fibras pré-impregnadas à matriz metálica, adaptado-as com excessos



Figura 1. Vista superior da matriz metálica para confecção dos corpos-de-prova.

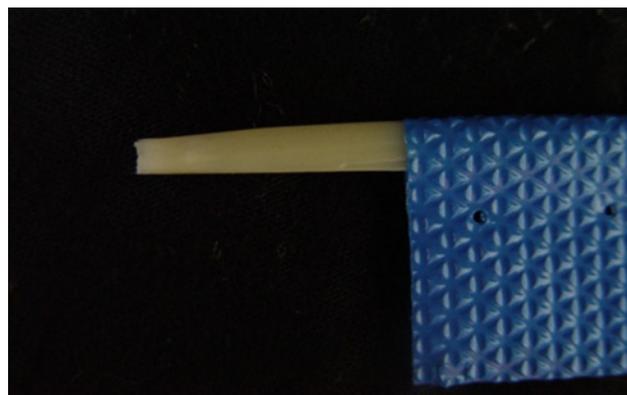


Figura 2. Vectris Pontic® - Ivoclar/Vivadent.

Tabela 1. Grupos de ensaio, materiais utilizados, fabricantes e lote

Grupo	Material	Marca e fabricante	LOTE
Grupo 1	Fibra de vidro Unidirecional	Vectris Pontic® -Ivoclar / Vivadent	E94038
Grupo 2	Fibra de vidro Unidirecional	Fibrex Medial® - Angelus Soluções Odontológicas	1509

laterais. As propriedades físicas do Vectris permitem que, pela aplicação de vácuo, pressão e luz, possam ser obtidas estruturas com ajuste e sem tensões. Esse processo é realizado no interior do aparelho Vectris VS1. A plataforma de trabalho do aparelho Vectris VS1 foi ajustada de modo que a matriz ficasse situada 1 cm abaixo do nível superior do recipiente de adaptação. Colocou-se um celofane (Vectris Foil) sobre a matriz e o aparelho realizou a adaptação e a polimerização do Vectris Pontic durante 9 minutos (programa P1). Retirou-se o corpo-de-prova da matriz metálica, o qual foi levado para uma fotopolimerização complementar no aparelho Targis Power no ciclo P1 (23 minutos). Os excessos das margens foram removidos com lâminas de bisturi e o acabamento realizado com pontas de borracha abrasivas (EVE). Com um paquímetro digital Starrett® 727-2001, aferiu-se as dimensões de todos os corpos-de-prova. Não foram utilizados na pesquisa corpos-de-prova com falhas detectáveis a olho nu (porosidades e/ou fraturas) ou que não respeitassem as dimensões ideais de $25 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$. Posteriormente, armazenou-se os corpos-de-prova em recipientes plásticos individuais identificados, secos, sem interferência de luz e à temperatura ambiente por uma semana^{6,7}.

Para o Grupo II utilizou-se Fibrex® - Angelus Soluções Odontológicas, que são fibras de vidro unidirecionais pré-impregnadas (Figura 3). Os corpos-de-prova foram confeccionados seguindo a orientação do fabricante. Cortou-se o Fibrex Medial® - Angelus no comprimento adequado com uma tesoura Mundial® Serra Sharp e levou-se o conjunto de fibras pré-impregnadas à matriz metálica, adaptando-as com excessos laterais. A matriz foi levada ao equipamento Powerlux® EDG e posicionada centralmente. Utilizou-se o equipamento para prensagem e fotopolimerização a vácuo da estrutura em um processo de tempo de 9 minutos. Retirou-se o corpo-de-prova da matriz metálica, o qual foi levado para uma fotopolimerização complementar no aparelho Powerlux® EDG (9 minutos). Os excessos das margens foram removidos com lâminas de bisturi e o



Figura 3. Fibrex Medial® - Angelus.

acabamento realizado com pontas de borracha abrasivas. Com um paquímetro digital Starrett® 727-2001, aferiu-se as dimensões de todos os corpos-de-prova. Não foram utilizados na pesquisa corpos-de-prova defeituosos ou que não respeitassem as dimensões ideais. Armazenou-se os corpos-de-prova em recipientes plásticos individuais identificados, secos, sem interferência de luz e à temperatura ambiente durante uma semana^{6,7}.

Utilizou-se, nesta pesquisa, uma máquina de Ensaio Universal Instron® Corp. Modelo 4444, com carga de 2 KN. Levados à máquina de ensaio, os corpos-de-prova foram posicionados sobre um aparato para a aplicação de carga, o qual consiste de dois suportes paralelos com 2 mm de diâmetro, com distância entre os centros de 20 mm, e de um terceiro ponto com 2 mm de diâmetro localizado entre os dois suportes e adaptado à parte superior da máquina de ensaio para que a força fosse aplicada centralmente até o ponto de deformação permanente ou a fratura completa do corpo-de-prova (Figuras 4 e 5). A velocidade de carregamento aplicada foi de 0,75 mm/min. A força exercida foi registrada em KN e transformada em N (de acordo com o Sistema Internacional de Medidas: 1 KN = 1000 N), e a resistência à flexão avaliada e transformada em MPa seguindo a Equação 1:

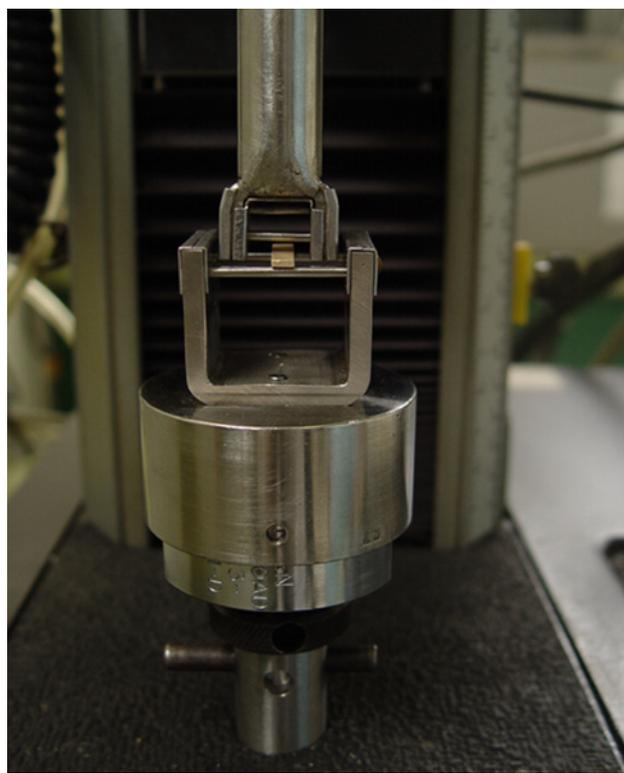


Figura 4. Amostra posicionada para a realização do teste de três pontos.

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2} \quad (1)$$

onde σ é a resistência à flexão em MPa; F é a carga máxima no ponto de fratura em N; L é a distância entre os suportes em mm; b é a largura do corpo-de-prova em mm; e h é a profundidade ou espessura do corpo-de-prova em mm.

Resultado

Com base nos ensaios mecânicos realizados, o padrão de falha observado em 100% dos corpos-de-prova analisados foi de fratura incompleta (Figuras 6 e 7).

Os valores de resistência à flexão (MPa) para os grupos de fibras de vidro encontram-se descritos nas Tabelas 2 e 3.

Os valores obtidos apresentados na Tabela 4 e no Figura 8, foram submetidos à análise de variância. O nível de significância adotado foi menor que 5% ($p < 0,05$). Após a execução do teste para comparação de médias constatou-se, pela análise do respectivo p-value ($p = 0,74$), em relação às fibras de vidro odontológicas, a inexistência de diferença estatística entre os grupos analisados.

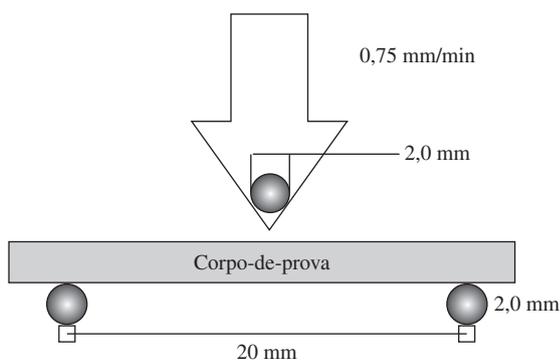


Figura 5. Desenho demonstrativo do suporte necessário para a realização do ensaio de flexão.



Figura 6. Fratura incompleta observada na fibra de vidro unidirecional Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent).



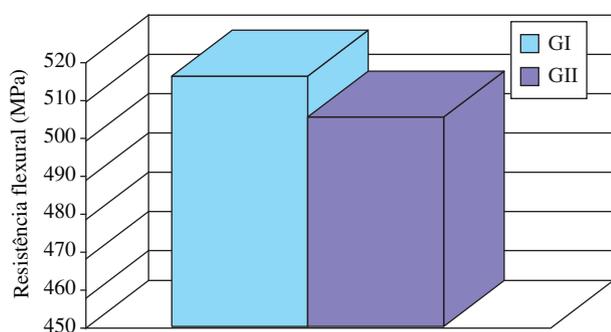
Figura 7. Fratura incompleta observada na fibra de vidro unidirecional Fibrex Medial® (Angelus).

Tabela 2. Corpos-de-prova: repetições, dimensões, força máxima aplicada e resistência flexural no grupo i - Vectris Pontic®-Ivoclar/Vivadent

Corpo-de-prova	Dimensão (mm)	Força máxima aplicada (N)	Resistência Flexural (MPa)
R1	25,00 x 1,95 x 2,08	127,3	451,95
R2	25,10 x 2,00 x 2,08	150,5	521,96
R3	25,10 x 2,03 x 1,99	156,2	582,11
R4	25,00 x 1,98 x 2,05	142,6	515,42
R5	25,00 x 2,10 x 1,99	153,1	550,06
R6	25,00 x 2,10 x 1,97	122,9	449,63
R7	25,08 x 2,07 x 1,98	161,3	597,10
R8	25,01 x 1,90 x 2,03	136,0	523,08
R9	25,10 x 2,09 x 1,99	150,7	548,00
R10	25,00 x 1,95 x 2,07	117,2	421,07

Tabela 3. Corpos-de-prova: repetições, dimensões, força máxima aplicada e resistência flexural no grupo ii – Fibrex Medial®- Angelus

Corpo-de-prova	Dimensão (mm)	Força máxima aplicada (N)	Resistência flexural (MPa)
R1	25,00 x 2,10 x 2,10	185,1	600,32
R2	25,08 x 2,10 x 2,10	177,5	575,68
R3	25,00 x 1,90 x 2,10	142,9	510,36
R4	25,01 x 1,90 x 2,10	125,4	447,86
R5	25,00 x 1,93 x 2,10	120,8	426,35
R6	25,08 x 1,98 x 2,10	149,3	511,89
R7	25,00 x 2,09 x 2,10	131,3	428,15
R8	25,10 x 1,93 x 2,09	110,7	393,02
R9	25,01 x 2,04 x 2,08	147,3	499,32
R10	25,09 x 2,10 x 2,07	197,8	659,33

**Figura 8.** Resistência à flexão nos grupos de fibras de vidro.

Discussão

As fibras de vidro são utilizadas por vários segmentos industriais, como as indústrias aeroespacial, automobilística e náutica⁸⁻¹⁰. O propósito básico do uso de fibras em Odontologia é reforçar um grande volume ou uma grande extensão de resina composta ou acrílica, resina laboratorial ou qualquer outro material com características de aplicação semelhantes às das resinas^{8,11}.

As fibras pré-impregnadas possuem largo potencial para emprego como estruturas de reforço em coroas e pontes de até três elementos em substituição às ligas metálicas, de acordo com Freilich et al.¹⁰ e Chong, Chai¹². Esta é a situação das fibras de marcas comerciais Vectris® (Ivoclar/Vivadent), Fibrekor® (Jeneric/Pentron) e Fibrex-lab® (Angelus).

Para que possa ser introduzido no mercado, um material odontológico deve ser avaliado à medida que cumpra os requisitos mínimos identificados na especificação e no padrão dos materiais dentários, tais como aqueles desenvolvidos pela American Dental Association (ADA) e pela International Organization for Standardization (ISO). Se um novo material cumprir esses requisitos, os dentistas poderão confiar de modo razoável que ele irá comportar-se de modo satisfatório clinicamente, se utilizado da maneira adequada¹³. Por essa razão, optou-se nesta pesquisa pela realização dos

Tabela 4. Comparação dos valores médios de resistência flexural, número de corpos-de-prova e desvio padrão nos grupos de fibras de vidro

Grupos	Nº	Média (MPa) de resistência flexural	Desvio padrão
GI (Vectris Pontic®- Ivoclar/Vivadent)	10	516,038	58,440
GII (FibrexMedial®- Angelus)	10	505,228	85,572

experimentos em concordância com os padrões da ISO para polímeros.

Para testes de flexão com fibras de vidro, corpos-de-prova com dimensões de 25 mm x 2 mm x 2 mm são considerados como padrão, baseados na especificação 10477 da ISO e em concordância com Bae et al.¹⁴; Freilich et al.¹⁰ e Hirata⁶. Apesar de clinicamente serem sugeridas áreas maiores de conexão do pântico e dos pilares, um teste padronizado pode, também, transferir resultados comparativos como os objetivados nesta pesquisa.

A ISO sugere que os testes de resistência à flexão sejam realizados após os corpos-de-prova terem sido conservados imersos em água destilada. No entanto, neste estudo, conduzido com a intenção de comparação de sistemas, optou-se pelo método de conservação dos corpos-de-prova secos à temperatura ambiente, de acordo com o estudo de Hirata⁶, e reforçado pelos estudos de Xu¹⁷, que constatou que a resistência não foi afetada pela armazenagem e pelo envelhecimento por 100 dias, apesar de os resultados não coincidirem com a opinião de Lassila et al.¹⁵; Behr et al.¹⁶; Nakamura et al.⁷, os quais apontaram em pesquisas que a armazenagem em água causou efeitos deletérios em todos os corpos-de-prova submetidos ao teste de resistência à flexão.

Uma fibra unidirecional típica pré-impregnada, que incorpora aproximadamente 45% de fibras de vidro, pode

apresentar resistência à flexão de 600 Mpa a 1000 MPa¹⁰. Esses valores são cerca de dez vezes maiores que aqueles apresentados pelas resinas laboratoriais. Nesta pesquisa, valores médios de 516,04 Mpa + 58,44 MPa foram obtidos com Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent) e de 505,23 MPa ± 85,57 MPa com Fibrex Medial® (Angelus). Contrapondo-se a esta pesquisa, que demonstrou não haver diferenças estatisticamente significantes entre os grupos analisados, Freilich et al.¹⁰, em 2000, relataram que, como as propriedades de resistência e dureza das fibras são muito maiores que as da matriz resinosa, quanto maior o volume de fibras, maior será a sua capacidade de resistir às forças que incidirão sobre a prótese (o sistema Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent) incorpora 65%³, enquanto o sistema Fibrex Medial® (Angelus) incorpora 45% de fibras de vidro à matriz⁹).

Hirata⁶, utilizou-se de uma máquina de ensaios com uma célula de 500 N, um aparato para a realização do ensaio de flexão em forma de cinzel e velocidade de carregamento de 1,0 mm/min e obteve valores médios de 421,26 MPa ± 33,53 MPa com o Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent) e de 384,20 MPa ± 92,20 MPa com o Fibrex Medial® (Angelus). Apesar da mesma metodologia para a confecção dos corpos-de-prova, as diferenças no equipamento e no aparato para a realização do ensaio de flexão possivelmente justificam os diferentes resultados. Nakamura et al.⁷ obtiveram 634 MPa ± 27 MPa como valor médio de resistência à flexão por três pontos com o sistema Vectris® (Ivoclar/Vivadent). O fabricante do sistema Fibrex-lab® relatou resultados de resistência à flexão de 612 MPa (seguindo a ISO 10477⁵). Como os testes foram realizados dentro dos parâmetros recomendados pela ISO, os diferentes resultados possivelmente possam ser justificados por diferenças nos lotes dos materiais resultantes do processo de fabricação.

Considerando 500 N (força mastigatória normal) como valor de probabilidade de sobrevivência¹⁸, os resultados sugeriram a possibilidade da utilização das fibras de vidro, como alternativa às ligas metálicas de subestrutura, em próteses parciais fixas de até três elementos com preparos parciais ou totais nos retentores¹⁹.

As fibras de vidro apresentam propriedades mecânicas satisfatórias: no entanto, Behr et al.¹³ relataram que o sistema de compósito - a resina, utilizada como revestimento do sistema de fibras - ainda precisa de melhorias. As resinas utilizadas como revestimento sofrem descolorações, fraturas e sinais de desgaste em pouco tempo de uso e parecem ser uma grande limitação no desenvolvimento do sistema de resina reforçada por fibra. Como resultado, existe uma grande limitação de uso em estruturas extensas de próteses fixas^{8,20}.

Conclusão

Com base nos ensaios mecânicos realizados, foi possível concluir:

- Os grupos analisados apresentaram desempenhos de resistência à flexão semelhantes quando submetidos ao teste de três pontos;
- O padrão de falha observado foi de fratura incompleta em 100% dos corpos-de-prova.

Agradecimento

À CAPES, pelo apoio financeiro: aos laboratórios Romanini e Artes Dentárias Bergamini, pelo profissionalismo e pela disponibilidade na produção dos corpos-de-prova, e à Angelus Soluções Odontológicas, pelos materiais fornecidos.

Referências

1. Lacy A. The submerged framework bridge: laboratory and clinical consideration. *Quintessence Dent Technol.* 2000;139-47.
2. Gomes JC, Gomes OMM. Novas opções de materiais posteriores indiretos Cerômeros. In: Livro Oficial do 15º Congresso Internacional de Odontologia do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro; 2001. p. 139-63.
3. Krejci I, Boretti R, Lutz F, Giezendanner P. Adhesive crowns and fixed partial dentures of optimized composite resin with glass fiber-bonded framework. *Quintessence Dent Technol.* 1999;22:107-27.
4. Vectris: instructions for use/work manual. Liechtenstein: Ivoclar; 1998.
5. International Organization Standardization. ISO 10477: dentistry – polymer-based crown and bridge materials. Genève: ISO; 1992.
6. Hirata R. Resistência flexural e módulo de elasticidade de resinas compostas e fibras de vidro e polietileno [Dissertação de Mestrado]. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia da PUC do Rio Grande do Sul; 2002.
7. Nakamura T, Waki T, Kinuta S, Tanaka H. Strength and elastic modulus of fiber-reinforced composites used for fabricating FPDs. *Int J Prosthodont.* 2003;16:549-52.
8. Felipe LA, Baratieri LN, Monteiro Junior S. Fibras de reforço para uso odontológico: fundamentos básicos e aplicações clínicas. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2001;55:245-50.
9. Fibrex-Lab : relatório técnico. Londrina: Angelus Soluções em Odontologia; 2003.
10. Freilich M, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Books; 2000.
11. Bartsch F. Fiber-reinforced inlay bridges: guidelines for clinical and laboratory fabrication of targis/vectris metal-free inlay bridges. *Quintessence Dent Technol.* 2000;23:117-38.

12. Chong KH, Chai J. Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass-infiltrated alumina with or without zircônia reinforcement. *Int J Prosthodont.* 2003;16:487-92.
13. Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FDPs: a clinical reports. *Int J Prosthodont.* 2003;16:239-43.
14. Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, et al. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont.* 2001;14:33-9.
15. Lassila LVJ, Nohrström T, Vallitu PK. The influence of short-term water storage on flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials.* 2002;23:2221-9.
16. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J Dent.* 2000;28:509-14.
17. Xu HHK. Whisker reinforce heat-cured dental resin composite: effects of filler level and heat-cure temperature and time. *J Dent Res.* 2000;79:1392-7, 2000.
18. Anusavice K. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: Anusavice K. *Materiais dentários.* 10a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1998. p. 28-43.
19. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil.* 2003;30:873-7.
20. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bus PJ, Carter JM. Comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent.* 2001;85:386-95.

