

COMPORTAMENTO MECÂNICO *IN VITRO* DE UMA MATRIZ DE  
CERÔMERO REFORÇADA POR FIBRAS HÍBRIDAS DE  
VIDRO E ARAMIDA EM DOIS DIFERENTES ARRANJOS

Eduardo Roizman

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS  
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE  
MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE  
MATERIAIS.

Aprovada por:

---

Prof. Fernando Luiz Bastian, Ph.D

---

Prof. Marysilvia Ferreira, D.Sc.

---

Prof. Dilson Silva dos Santos, D.Sc.

---

Prof. George Miguel Spyrides, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JANEIRO DE 2005

ROIZMAN, EDUARDO

Comportamento Mecânico *In Vitro* de uma Matriz de Cerômero Reforçada por Fibras Híbridas de Vidro e Aramida em Dois Diferentes Arranjos [Rio de Janeiro] 2005

XVI, 123 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2005)

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Comportamento Mecânico de Compósitos Dentários Reforçados por Fibras Híbridas de Vidro e Aramida

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

A Deus, por me mostrar os caminhos e me dar a força necessária para que eu atinja meus objetivos.

Aos meus pais, Sonia e Helio e meu irmão Andre, minha preciosa família, pelo apoio incondicional antes, durante e certamente depois de mais essa conquista em minha vida.

À minha noiva, Ana Carolina por entender os momentos mais difíceis dessa jornada e valorizá-los junto comigo.

Ao meu tio Cid e minha cunhada Débora por estarem desfrutando comigo da alegria dessa vitória.

Aos meus futuros sogros Carlos e Glória pelo incentivo e pelas inúmeras horas de monopólio de seu computador.

Aos meus orientadores, Professores Fernando Luiz Bastian e Marysilvia Ferreira pelo exemplo de dedicação, conhecimento, paciência e humildade.

Às Professoras Silvana Marques Miranda Spyrides e Regina Célia Trés Copello por me apresentarem ao Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, me incentivarem e me ajudarem sempre que foi preciso.

À Professora Glória Dulce de Almeida Soares por ter aberto as portas deste Departamento a mim e me dado essa chance de crescimento pessoal e profissional.

Aos Professores Maria Cecília de Souza Nóbrega, Luiz Henrique de Almeida, Luis Marcelo Marques Tavares, Sérgio Camargo Jr. e Tsuneharu Ogasawara por terem me apresentado com tamanha clareza temas que inicialmente pareciam incompreensíveis.

Ao Professor Enrique Mariano Castrodeza pela boa vontade em me ajudar e explicar passo a passo todas as etapas de obtenção dos resultados.

Ao Instituto de Macromoléculas (IMA) por ceder gentilmente o dispositivo de ensaios para os testes mecânicos.

Ao Professor Vitor Jaime R. Pita, do IMA, pela dedicação, gentileza e incentivo durante os ensaios mecânicos.

Ao Doutor Romeu Ricardo da Silva, do Laboratório de Ensaio Não-Destrutivos, pela paciência e disposição para me ajudar na aquisição de dados a partir das imagens microscópicas.

À amiga Camila Dolavale Mayworm pelas incansáveis explicações técnicas.

Aos funcionários Róbson A. dos Santos e Osvaldo Pires Filho pelo enorme auxílio na confecção dos corpos de prova e na montagem do dispositivo de ensaios.

Ao funcionário Flávio da S. Martins, do Instituto de Física, por ter colaborado na confecção dos corpos de prova com extrema presteza e cautela.

À Superdont Indústria de Produtos Odontológicos e seu presidente, Dr. Izio Mazur pela doação das fibras usadas nesse estudo.

A Heraeus Kulzer South America Ltda. pela doação de parte do cerômero usado nessa pesquisa.

Ao amigo Renan Hufnagel Bela por ter cedido todo o equipamento necessário e o espaço em seu laboratório de prótese para confecção dos corpos de prova.

Ao CNPq, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelo suporte financeiro a essa pesquisa.

A todos os amigos que fiz durante esse curso, que mesmo das maneiras mais simples, colaboraram para que eu chegasse até aqui.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

COMPORTAMENTO MECÂNICO *IN VITRO* DE UMA MATRIZ DE  
CERÔMERO REFORÇADA POR FIBRAS HÍBRIDAS DE  
VIDRO E ARAMIDA EM DOIS DIFERENTES ARRANJOS

Eduardo Roizman

Janeiro/2005

Orientadores: Fernando Luiz Bastian  
Marysilvia Ferreira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O objetivo deste estudo foi comparar *in vitro* o comportamento mecânico de materiais compósitos fabricados com o cerômero *Artglass* (Heraeus Kulzer) reforçado por fibras híbridas de vidro e aramida (*Superfiber*, *Superdont*) e por uma barra semiflexível constituída de fibras de vidro e recoberta por uma camada de resina chamada *Superbar* (*Superdont*), projetadas em dois diferentes arranjos. O primeiro arranjo consistiu na aplicação de uma fibra trançada achatada (modelo 1) e no segundo, foi utilizada a barra no centro, com duas fibras cilíndricas trançadas, de mesma composição das do primeiro arranjo, posicionadas lateralmente (modelo 2). Todas as fibras foram aplicadas no lado de tração das barras quando em serviço. Os dois modelos foram caracterizados por microscopia ótica e a concentração e diâmetro das fibras foram calculados. Foram realizados ensaios de compressão, resistência à flexão e tenacidade à fratura. As avaliações de flexão e tenacidade foram executadas por meio do teste de dobramento em três pontos. Para o ensaio de tenacidade foi feito um entalhe na parte inferior das barras, simulando uma trinca, transversalmente às fibras, porém sem tocá-las. Após análise estatística dos resultados, concluiu-se que os dois modelos apresentaram desempenho igual em todas as propriedades avaliadas, com exceção da resistência à flexão para falha final, maior para o modelo 2 e da tenacidade à fratura, maior para o modelo 1.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

*IN VITRO* MECHANICAL BEHAVIOR OF A CEROMER  
MATRIX REINFORCED BY GLASS AND ARAMID  
HYBRID FIBERS IN TWO DIFFERENT DESIGNS

Eduardo Roizman

January/2005

Advisor: Fernando Luiz Bastian

Marysilvia Ferreira

Department: Metallurgical and Materials Engineering

The aim of this study was to compare *in vitro* the mechanical behavior of composite materials made with ceromer *Artglass* (Heraeus Kulzer) reinforced by glass and aramid hybrid fibers (*Superfiber*, Superdont) and a semiflexible bar made of glass fibers covered with a resin layer, called *Superbar* (Superdont), with two different designs. The first design resulted of the placement of a braided flat fiber (model 1) and in the second one the bar was placed at the center with two braided cylindrical fibers, of same composition of the one used in the first design, placed laterally (model 2). All fibers were placed in the tensile side of the bars when in service. The two models were characterized by optical microscopy and fibers concentration and diameter were calculated. Compression, flexural strength and fracture toughness tests were made. The flexural and toughness assessment were carried out by three-point bending test. For toughness test, a single notch was cut at the lower side of the bars, simulating a crack, transversal to fibers without touching them. After statistical analysis of the results, it was concluded that both models had equal performances for all properties evaluated, except for flexural strength at final failure, which was higher for model 2 and fracture toughness, which was higher for model 1.

<b>ÍNDICE DE TEXTO</b>	<b>Pág.</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	1
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	3
2.1 Compósitos .....	3
2.2 Compósitos Odontológicos .....	4
2.2.1 Compósitos de Uso Direto e Indireto .....	6
2.2.2 Artglass .....	11
2.3 Fibras .....	12
2.3.1 Classificação das Fibras Odontológicas .....	15
2.4 Compósitos Reforçados por Fibras Usados em Odontologia .....	21
2.5 Mecânica dos Compósitos Reforçados por Fibras .....	37
2.6 Fabricação Laboratorial da Prótese Fixa .....	44
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	49
3.1 Materiais Empregados .....	49
3.2 Metodologia .....	52
3.2.1 Produção do Material .....	52
3.2.2 Caracterização Microestrutural .....	60
3.2.2.1 Caracterização Macroscópica .....	61
3.2.2.2 Caracterização Microscópica Qualitativa .....	61
3.2.2.3 Caracterização Microscópica Quantitativa .....	62
3.2.3 Resistência à Compressão .....	63
3.2.4 Resistência à Flexão .....	65
3.2.5 Tenacidade à Fratura .....	67
3.2.6 Análise Estatística .....	69
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	71
4.1 Caracterização Estrutural .....	71
4.1.1 Caracterização Estrutural Macroscópica .....	71
4.1.2 Caracterização Microscópica Qualitativa .....	73
4.1.2.1 Matriz .....	73
4.1.2.2 Fibras .....	75

4.1.3 Caracterização Microscópica Quantitativa .....	81
4.2 Resistência à Compressão .....	84
4.3 Resistência à Flexão .....	88
4.4 Tenacidade à Fratura .....	104
<b>5 CONCLUSÕES .....</b>	<b>110</b>
<b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>112</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Pág.

Figura 1	Molhamento pobre, resultando em propriedades mecânicas inferiores .....	25
Figura 2	Molhamento efetivo e união. Falha ocorreu fora da interface fibra-matriz .....	25
Figura 3	Aplicação manual de resina fluida sobre a fibra .....	26
Figura 4	Diagrama esquemático de processo de impregnação mecânica das fibras .....	26
Figura 5	Diferentes formas da subestrutura na área do pântico: acima, o modelo convencional e abaixo, o modificado .....	27
Figura 6	Diagrama esquemático da posição das fibras próximas à região de tração .....	28
Figura 7	Destaque da região de conector de uma subestrutura fabricada em compósito reforçado por fibras (a) e microscopia eletrônica de varredura da região evidenciando a presença de pequenas bolhas (b).....	35
Figura 8	Propriedades das fibras segundo direção das cargas .....	38
Figura 9	Localização das fibras em estrutura de prótese parcial fixa de 3 elementos .....	39
Figura 10	Micrografia eletrônica de varredura de um compósito reforçado por fibras longas aderido ao compósito particulado .....	39
Figura 11	Microscopia eletrônica de varredura da secção transversal de um corpo de prova apresentando trincas na região de interface entre as fibras e o compósito (Targis/Vectris) .....	41
Figura 12	Dispositivo para teste flexural de 3 pontos .....	42
Figura 13	Fina camada de compósito opaco adaptada ao modelo de trabalho .....	45
Figura 14	Casquetes polimerizados com apoios para receber as fibras ....	45

Figura 15	Tira única de fibra sendo removida da embalagem .....	45
Figura 16	União de 5 a 7 tiras de fibra para formar uma barra, a partir de uma matriz de silicone .....	45
Figura 17	Barra fabricada com múltiplas camadas de compósito reforçado por fibras unindo os casquetes dos dois pilares .....	46
Figura 18	Uma tira contínua é aderida a um lado da barra e enrolada ao redor das superfícies axiais dos casquetes enquanto é polimerizada por segmentos .....	46
Figura 19	Vistas lateral (a) e superior (b) da subestrutura completa, pronta para receber o compósito .....	47
Figura 20	Vistas lateral (a) e superior (b) da prótese fixa pronta, após aplicação do compósito superficial, acabamento e polimento .....	48
Figura 21	Materiais usados na fabricação dos corpos de prova .....	51
Figura 22	Fibras de reforço utilizadas. De cima para baixo: <i>Superfiber</i> trançada achatada, <i>Superfiber</i> trançada em cordão e <i>Superbar</i> .....	51
Figura 23	Moldes fabricados em silicona industrial para confecção dos corpos de prova .....	53
Figura 24	Unidade fotopolimerizadora pontual .....	53
Figura 25	Esquema mostrando corpo de prova com fibra achatada posicionada na área de tração em corte transversal (modelo 1) .....	54
Figura 26	Esquema mostrando vistas lateral (a) e superior (b) dos corpos de prova (modelo 1) .....	55
Figura 27	Esquema mostrando corpo de prova com barra cilíndrica central e fibras em cordão nas laterais em corte transversal (modelo 2) .....	55

Figura 28	Esquema mostrando vistas lateral (a) e superior (b) do corpo de prova (modelo 2) .....	56
Figura 29	Aplicação de <i>Artglass</i> e fibra achatada, segundo modelo 1 .....	56
Figura 30	Aplicação de <i>Artglass</i> , barra e fibras em cordão, segundo modelo 2 .....	57
Figura 31	Unidade de fotopolimerização UniXs .....	57
Figura 32	Esquema do corpo de prova com fibra achatada posicionada a 4 mm da base em corte transversal (modelo 1) .....	58
Figura 33	Esquema do corpo de prova com barra cilíndrica central e fibras em cordão nas laterais posicionadas a 4 mm da base em corte transversal (modelo 2) .....	59
Figura 34	Amostras dos modelos 1 e 2 seccionados transversalmente embutidos em resina epóxi .....	61
Figura 35	Esquema mostrando posição e medidas do corpo de prova durante ensaio de flexão .....	65
Figura 36	Esquema mostrando posição e medidas do corpo de prova durante ensaio de tenacidade à fratura .....	68
Figura 37	Micrografia da estrutura de amostra do modelo 1 mostrando a fibra achatada e a matriz de <i>Artglass</i> (aumento de 50X) .....	71
Figura 38	Aspecto da barra com circunferência extremamente regular devido à cobertura resinosa (aumento de 50X) .....	72
Figura 39	Fibra lateral trançada em forma de cordão (aumento de 50X) .....	73
Figura 40	Matriz de <i>Artglass</i> com distribuição de partículas aparentemente uniforme (aumento de 100X) .....	74
Figura 41	Matriz de <i>Artglass</i> com área de distribuição irregular de partículas (aumento de 200X) .....	74

Figura 42	Presença de bolha na matriz de <i>Artglass</i> (aumento de 100X) .....	75
Figura 43	Imagem da região de fibras do modelo 1 apresentando diferença de coloração entre elas (aumento de 50X) .....	76
Figura 44	Imagens da região das fibras de vidro e aramida (aumento de 100X (a), 200X (b) e 500X (c), respectivamente) .....	76/77
Figura 45	Fibra central com pequenos espaços vazios no interior (aumento de 100X) .....	79
Figura 46	Interface fibra/matriz aparentemente sem falhas (aumento de 200X) .....	79
Figura 47	Imagem mostrando fibra em cordão do modelo 2 com clara distinção entre fibras de vidro e aramida (aumento de 100X) .....	80
Figura 48	Preenchimento com compósito fluido <i>Natural Flow</i> entre as fibras, com baixíssima concentração de partículas (aumento de 200X) .....	81
Figura 49	Imagem da mesma região de fibras de aramida do modelo 1 antes (a) e após segmentação com o aplicativo <i>Image Pro</i> <i>Plus</i> (b) (aumento de 500X) .....	82
Figura 50	Exemplo de imagem de fibras de vidro utilizada para caracterização quantitativa (aumento de 500X) .....	82

Figura 51	Curva dos ensaios de compressão (modelo 1).....	85
Figura 52	Curva dos ensaios de compressão (modelo 2).....	85
Figura 53	Corpos de prova dos modelos 1 (a) e 2 (b) após ensaio de compressão. O modelo 2 apresenta um padrão de fratura, ao passo que o modelo 1 foi destruído em pequenos fragmentos isolados .....	86
Figura 54	Teste de flexão em 3 pontos. Observa-se na seqüência (a, b, c, d), a deflexão do corpo durante carregamento contínuo .....	88
Figura 55	Curvas carga <i>versus</i> deslocamento para ensaios de flexão, nas quais verifica-se a presença de vários picos durante o carregamento, referentes à formação e bloqueio de trincas (a) Modelo 1 (b) Modelo 2 .....	89
Figura 56	Corpos de prova do modelo 1 fraturados em duas partes com separação total, inclusive das fibras .....	91
Figura 57	Corpo de prova do modelo 1 cujas porções fraturadas mantiveram-se unidas por intermédio da fibra .....	91
Figura 58	Corpos de prova do modelo 1 após ensaios de resistência à flexão. Superior: a fibra se soltou completamente de uma das partes fraturadas. Inferior: a fibra também se partiu juntamente com a matriz ..	92
Figura 59	Vista basal dos corpos de prova do modelo 2 mostrando a perda de pequenos fragmentos da matriz .....	93
Figura 60	Vistas lateral (a) e superior (b) dos corpos de prova do modelo 2 mostrando a formação de trinca na matriz sem causar danos às fibras e à barra semiflexível .....	93

Figura 61	Corpos de prova sofrendo deflexão (a, b, c, d) durante teste de dobramento em 3 pontos para avaliação de tenacidade à fratura .....	104
Figura 62	Curvas carga <i>versus</i> deslocamento dos ensaios de tenacidade à fratura, onde pode-se observar a presença de vários picos de carga, referentes à formação e ao bloqueio de trincas (a) Modelo 1 (b) Modelo 2 .....	105
Figura 63	Corpos de prova dos modelos 1 (a) e 2 (b) após ensaio de tenacidade à fratura .....	106

## ÍNDICE DE QUADROS E TABELAS

Pág.

Quadro 1 Composição de Diferentes Compósitos de Uso Indireto .....	10
Quadro 2 Classificação das Fibras de Reforço Odontológicas Quanto ao Tipo de Impregnação, Uso, Material e Arquitetura .....	15
Tabela 1 Materiais Utilizados .....	50
Tabela 2 Resumo dos Ensaios e Número de Amostras Utilizadas .....	60
Tabela 3 Resultados das Análises de Imagens .....	83
Tabela 4 Resultados dos Ensaios de Compressão .....	86
Tabela 5 Resultados dos Ensaios de Flexão .....	94
Tabela 6 Resultados dos Ensaios de Tenacidade à Fratura .....	106

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

COMPORTAMENTO MECÂNICO *IN VITRO* DE UMA MATRIZ DE  
CERÔMERO REFORÇADA POR FIBRAS HÍBRIDAS DE  
VIDRO E ARAMIDA EM DOIS DIFERENTES ARRANJOS

Eduardo Roizman

Janeiro/2005

Orientadores: Fernando Luiz Bastian  
Marysilvia Ferreira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O objetivo deste estudo foi comparar *in vitro* o comportamento mecânico de materiais compósitos fabricados com o cerômero *Artglass* (Heraeus Kulzer) reforçado por fibras híbridas de vidro e aramida (*Superfiber*, Superdont) e por uma barra semiflexível constituída de fibras de vidro e recoberta por uma camada de resina chamada *Superbar* (Superdont), projetadas em dois diferentes arranjos. O primeiro arranjo consistiu na aplicação de uma fibra trançada achatada (modelo 1) e no segundo, foi utilizada a barra no centro, com duas fibras cilíndricas trançadas, de mesma composição das do primeiro arranjo, posicionadas lateralmente (modelo 2). Todas as fibras foram aplicadas no lado de tração das barras quando em serviço. Os dois modelos foram caracterizados por microscopia ótica e a concentração e diâmetro das fibras foram calculados. Foram realizados ensaios de compressão, resistência à flexão e tenacidade à fratura. As avaliações de flexão e tenacidade foram executadas por meio do teste de dobramento em três pontos. Para o ensaio de tenacidade foi feito um entalhe na parte inferior das barras, simulando uma trinca, transversalmente às fibras, porém sem tocá-las. Após análise estatística dos resultados, concluiu-se que os dois modelos apresentaram desempenho igual em todas as propriedades avaliadas, com exceção da resistência à flexão para falha final, maior para o modelo 2 e da tenacidade à fratura, maior para o modelo 1.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

*IN VITRO* MECHANICAL BEHAVIOR OF A CEROMER  
MATRIX REINFORCED BY GLASS AND ARAMID  
HYBRID FIBERS IN TWO DIFFERENT DESIGNS

Eduardo Roizman

January/2005

Advisor: Fernando Luiz Bastian

Marysilvia Ferreira

Department: Metallurgical and Materials Engineering

The aim of this study was to compare *in vitro* the mechanical behavior of composite materials made with ceromer *Artglass* (Heraeus Kulzer) reinforced by glass and aramid hybrid fibers (*Superfiber*, Superdont) and a semiflexible bar made of glass fibers covered with a resin layer, called *Superbar* (Superdont), with two different designs. The first design resulted of the placement of a braided flat fiber (model 1) and in the second one the bar was placed at the center with two braided cylindrical fibers, of same composition of the one used in the first design, placed laterally (model 2). All fibers were placed in the tensile side of the bars when in service. The two models were characterized by optical microscopy and fibers concentration and diameter were calculated. Compression, flexural strength and fracture toughness tests were made. The flexural and toughness assessment were carried out by three-point bending test. For toughness test, a single notch was cut at the lower side of the bars, simulating a crack, transversal to fibers without touching them. After statistical analysis of the results, it was concluded that both models had equal performances for all properties evaluated, except for flexural strength at final failure, which was higher for model 2 and fracture toughness, which was higher for model 1.

## 1 INTRODUÇÃO

Na constante busca da melhoria da qualidade, novos materiais são desenvolvidos visando superar os já existentes, seja em termos estéticos, funcionais, biológicos ou de durabilidade.

Nas mais diversas áreas, a engenharia de materiais tem conseguido atingir objetivos considerados improváveis há alguns anos atrás. Esse fato se deve a um maior e melhor conhecimento e aproveitamento dos materiais disponíveis. Em muitas ocasiões, a união de dois ou mais materiais diferentes em um só corpo é o único modo de se chegar às propriedades necessárias à sua aplicação. Esses materiais são chamados compósitos e possuem papel bastante relevante no estágio de desenvolvimento que nos encontramos atualmente.

No campo da odontologia, os compósitos têm sido usados há algumas décadas e sua gama de aplicações parece crescer constantemente. Próteses parciais fixas com subestruturas fabricadas à base de compósitos reforçados por fibras oferecem uma nova opção para substituir um dente ausente, com um método menos invasivo e de melhor estética que as tradicionais próteses metalocerâmicas, com subestruturas metálicas cobertas por porcelana.

Muitos tipos e arquiteturas de fibras de reforço para compósitos estão disponíveis, atualmente, para o uso dos dentistas (ELLAKWA *et al.*, 2002a). O modo de arranjo das fibras no interior do compósito também representa um importante fator na possibilidade de sucesso da prótese. Entretanto, não existem muitos trabalhos comparando os tipos de reforço e relacionando suas propriedades físicas à eficiência a longo prazo do reforço (FREILICH *et al.*, 2000).

A presente dissertação visa a avaliação de materiais que simulem próteses parciais fixas fabricadas em cerômero com incorporação de fibras de reforço em seu interior. O desenvolvimento deste tipo de prótese vem criando uma nova era na odontologia adesiva e estética, com a fabricação de subestruturas livres de metal. A incorporação de fibras nas matrizes de compósito permite que esses apresentem módulo e resistência flexurais adequados para seu funcionamento com sucesso na

boca (MEIERS *et al.*, 2003). A resistência à compressão e a tenacidade à fratura também são propriedades melhoradas com a adição desse tipo de reforço.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 COMPÓSITOS

Cada vez mais, o homem necessita materiais com melhores propriedades em geral, assim como durabilidade adequada. Em muitas ocasiões, a combinação das características necessárias não pode ser obtida utilizando-se apenas metais, polímeros ou cerâmicas, isoladamente. Por esse motivo, a utilização simultânea de diferentes classes de materiais para formar um novo material, que reúna as melhores propriedades individuais de cada componente, parece ser o caminho mais lógico para se produzir um composto com propriedades excepcionais (GIBSON, 1994; CALLISTER, 2002). Essa classe é chamada de materiais compósitos.

É considerado compósito qualquer material multifásico que exiba uma proporção significativa das propriedades de ambas as fases que o constituem, de modo que se atinja uma melhor combinação de propriedades (CALLISTER, 2002).

Na natureza, podemos encontrar exemplos como a madeira, formadas por fibras de celulose resistentes e flexíveis, envolvidas e mantidas unidas por intermédio de um material mais rígido, chamado de lignina. Outro caso é o dos ossos, constituídos por uma proteína forte, porém mole, chamada colágeno e pelo duro e frágil mineral apatita.

O desenvolvimento tecnológico depende dos avanços alcançados no campo dos materiais e, nesse aspecto, os compósitos representam uma grande etapa na permanente tentativa de otimização dos materiais. Para ser classificado como compósito, um material deve satisfazer as seguintes condições (CHAWLA, 1987):

⇒ ser manufaturado, o que exclui compósitos naturais como a madeira,

⇒ consistir de duas ou mais fases física e/ou quimicamente distintas, apropriadamente arrançadas ou distribuídas, com uma interface separando-as e

⇒ possuir características que não são apresentadas por nenhum dos componentes isoladamente.

Muitos materiais compósitos são formados por apenas duas fases: a matriz e a fase dispersa, sendo que a primeira é contínua e envolve a segunda. As propriedades dos compósitos são uma função das propriedades dos seus constituintes, suas quantidades relativas e da geometria da fase dispersa (CALLISTER, 2002) e podem ser estimadas por equações matemáticas. São exemplos de compósitos os cermetos (cerâmica-metal), como o carbetto de tungstênio (WC) ou o carbetto de titânio (TiC), usados em ferramentas de corte. Pode-se classificar os compósitos em reforçados por partículas, por fibras e compósitos estruturais (CALLISTER, 2002).

Na maioria dos compósitos reforçados por partículas, a fase particulada é mais rígida que a matriz. Desse modo, a matriz tende a transferir parte das tensões recebidas para as partículas, que suportam uma fração da carga. Para isso, é fundamental que haja uma forte ligação na interface matriz-partícula.

Compósitos reforçados por fibras consistem em materiais estruturais que possuem pelo menos dois constituintes: o componente de reforço (fibra), que fornece resistência e rigidez, e a matriz circundante, que apóia o reforço e torna viável aquele material. Apresentam boas propriedades mecânicas em geral, além das relações resistência/peso (resistência específica) e rigidez/peso (módulo específico) serem superiores às de outros materiais estruturais (CHAWLA, 1987; CALLISTER, 2002). Fatores como o comprimento, arranjo, concentração e as propriedades mecânicas da fibra influenciarão diretamente o comportamento do produto final.

## **2.2 COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS**

Na odontologia não é diferente, e novos materiais vêm sendo desenvolvidos freqüentemente, visando alcançar o que há de mais estético, resistente e duradouro, simultaneamente.

Atualmente, pode-se substituir parte da estrutura perdida de um elemento dentário com materiais compósitos cujas formas anatômicas são executadas pelo profissional diretamente na boca do paciente e que são unidos ao dente por meio de adesivos, restaurações metálicas executadas em laboratório e cimentadas ao dente e coroas metálicas cobertas com porcelana ou resinas acrílicas. Mais recentemente, passou-se a utilizar restaurações fabricadas em um material compósito de matriz polimérica, de fabricação laboratorial, chamado cerômero e em porcelana pura, com variadas composições químicas e métodos de processamento (BOTTINO *et al.*, 2001).

Para substituir um dente ausente de um modo convencional, excluindo-se os implantes ósseos, ainda distantes, sob o ponto de vista financeiro, da maior parte da população brasileira e que requerem condições biológicas específicas para utilização (qualidade e quantidade óssea), constrói-se uma estrutura única suportada pelos dentes adjacentes remanescentes, denominada prótese parcial fixa. Os materiais são os mesmos descritos anteriormente, usados para substituição de parte da estrutura perdida de um elemento dentário.

Durante as últimas quatro décadas, as próteses que apresentavam o melhor efeito estético eram as feitas em porcelana. Em virtude da fragilidade desse material, a porcelana é aplicada sobre uma estrutura metálica, chamada *coping* ou casquete, garantindo maior resistência da restauração durante a mastigação. A partir de 1956, as próteses metalocerâmicas iniciaram um processo de desenvolvimento, com a união das ligas áuricas à porcelana, obtendo uma boa combinação da ductilidade e resistência da liga de ouro com a boa estética da porcelana (BOTTINO *et al.*, 2001). A partir da década de 70, em virtude da elevação do preço do ouro, buscou-se utilizar ligas alternativas, como as de níquel-cromo como estrutura interna da prótese. Pode-se dizer, ainda nos dias de hoje, que a restauração metalocerâmica é uma boa solução estética para a substituição de um dente perdido; entretanto pode-se apontar alguns inconvenientes deste material:

⇒ o metal usado na subestrutura pode sofrer corrosão, causar alergia ao paciente, além de afetar a translucidez da coroa, restringindo a passagem de luz e aumentando a reflexão da luz pela coroa, característica que a difere bastante de um dente natural (CHICHE & PINAULT, 1994; FREILICH *et al.*, 1998b; FREILICH *et al.*, 2000),

⇒ em muitos casos, percebe-se uma descoloração da gengiva, causada pela presença de metal na borda da restauração (KERN *et al.*, 1993),

⇒ a subestrutura metálica causa interferências em exames de ressonância magnética e tomografia computadorizada (BEHR *et al.*, 1996),

⇒ materiais cerâmicos, como a porcelana dental, possuem boas características óticas, mas são extremamente frágeis e duros, podendo causar abrasão ou fratura do dente antagonista (FREILICH *et al.*, 2000) e

⇒ as porcelanas opacas aplicadas sobre a subestrutura metálica, com o objetivo de mascará-la, não são estéticas e requerem uma espessura mínima para cumprirem seu papel (FREILICH *et al.*, 2000), de maneira que se torna necessário um grande desgaste do elemento dentário que receberá o trabalho.

Baseado nessas desvantagens, surge um extenso campo a ser explorado na odontologia moderna: as restaurações sem metal (*metal-free*), ou seja, restaurações confeccionadas em porcelana pura ou em materiais compósitos que, ao invés de serem apoiados sobre uma estrutura interna metálica, utilizam como reforço uma subestrutura também fabricada com material compósito reforçado por fibras.

### **2.2.1 Compósitos de Uso Direto e Indireto**

No final da década de 50, Bowen desenvolveu um material compósito restaurador com duas fases distintas: uma matriz de resina, produto da reação de bisfenol A e metacrilato de glicidil (Bis-GMA) e um preenchimento ou carga que consistia num vidro de boro-silicato no formato de pequenas esferas e hastes (BOWEN, 1962). Esses compósitos foram utilizados inicialmente em restaurações de dentes anteriores, mas quando aplicados em restaurações de elementos posteriores apresentavam

dificuldades na confecção de um contorno proximal (contato com o dente adjacente) correto, estabilidade de cor inadequada, além de uma resistência à compressão apenas moderada e um acentuado desgaste oclusal (face do dente responsável pela trituração dos alimentos).

A combinação da tecnologia cerâmica a um maior desenvolvimento dos polímeros gerou como resultado um novo material: um compósito com matriz resinosa e fase dispersa na forma de partículas cerâmicas fabricado em laboratório (BOTTINO *et al.*, 2001, MANDIKOS *et al.*, 2001). Esses produtos empregam novas formulações de polímeros, distribuição melhorada das partículas de carga e polimerização com luz intensa, sob vácuo e calor. Todos esses fatores têm melhorado sua resistência ao desgaste e aumentado o módulo de elasticidade, o que por sua vez, resulta num aumento nas resistências ao impacto e à fratura (FREILICH *et al.*, 1998a).

Para GIORDANO (2000), há uma confusão em se determinar exatamente em que classe se encaixa esse material. A principal nomenclatura usada é a de “cerômero (*ceromer – CERamic Optimized polyMER*)”, porém outras como “polívidros (*polyglass*)” e “porcelanas de vidro polimérico (*polymerceramic*)” também são encontradas. Aparentemente, segundo GIORDANO (2000), há uma tentativa por parte dos fabricantes em colocar esses novos materiais compósitos mais próximos das porcelanas do que dos compósitos de uso direto, num intuito de valorizá-los, já que os primeiros são vistos como estáveis esteticamente, ao passo que os outros apresentam desgaste excessivo e instabilidade de coloração. Porém, TU e CAMPBELL (1998) compararam a translucidez de dois cerômeros (*Artglass* e *Targis*) com três marcas diferentes de porcelanas dentais e concluíram que os cerômeros apresentaram opacidade significativamente superior às porcelanas, o que os torna menos estéticos.

Quimicamente, esses materiais consistem numa matriz orgânica e uma fase inorgânica dispersa, que podem variar de uma marca comercial para outra, tanto nos componentes utilizados como nas proporções entre eles. As diferenças na composição da matriz resinosa, no tamanho, tipo, fração volumétrica e distribuição das partículas de carga inorgânica, na

adesão interfacial matriz-carga e nos métodos de cura acarretarão propriedades mecânicas distintas entre os sistemas (ALTIERI *et al.*, 1994; BRADEN *et al.*, 1988; XU *et al.*, 2003). Tais diferenças também podem ser ocasionadas de acordo com o tipo de matriz e com o grau de conversão ocorrido durante a polimerização (CONDON & FERRACANE, 1997).

Os cerômeros são compósitos de matriz polimérica com maior quantidade de carga que os convencionais, fato que possibilita seu uso em próteses localizadas em áreas que recebem maiores cargas oclusais, em virtude de possuírem propriedades mecânicas elevadas, obtidas também, pelo uso de diferentes processos de polimerização, que envolvem fotoativação, calor e/ou atmosfera de nitrogênio (TOUATI & AIDAN, 1997). Apresentam matriz de Bis-GMA polifuncional, diferentemente do Bis-GMA bifuncional dos compósitos de aplicação direta, o que aumenta o poder das ligações intermoleculares. Possuem alta carga de microfilamentos cerâmicos (aproximadamente 50% a 85% em peso), cujos espaços intermediários são preenchidos pela matriz polimérica, caracterizando-os como materiais híbridos cerâmica-polímero, com propriedades intermediárias entre um e outro. O aumento das resistências à fratura e à abrasão torna os cerômeros uma boa opção para a fabricação de próteses utilizando tanto uma subestrutura em compósito com fibras, o que confere mais estética, quanto uma metálica (MAZUR, 2003). No entanto, é válido lembrar que apesar das evidentes melhorias que os cerômeros vêm recebendo, seu uso não é irrestrito, devendo-se seguir determinadas indicações para sua aplicação, já que a resistência dos materiais restauradores ao desgaste é uma importante propriedade, pois limita o tempo de serviço clínico da restauração (KERN *et al.*, 1999).

Os cerômeros exibem uma capacidade de deformação similar a de um dente natural, reduzindo a tensão indutora de fraturas entre restauração e dente. Possuem também, propriedades físicas comparáveis às da dentina, como módulo de elasticidade e coeficiente de expansão térmica (KREJCI *et al.*, 1998).

Partículas são incorporadas por vários motivos, tais como aumento da resistência, facilidade de manuseio, redução do coeficiente de expansão térmica e minimização da contração de polimerização (ELLAKWA *et al.*, 2001a), porém, é necessário que elas estejam bem aderidas à matriz resinosa (LIM *et al.*, 2002).

Segundo JOHNSON *et al.* (1993), as propriedades mecânicas dos compósitos melhoram com o aumento do conteúdo de carga.

DEBNATH *et al.* (2004) afirmam que, apesar do que se imagina, o aumento da resistência adesiva entre carga e matriz não resulta necessariamente numa melhoria das propriedades mecânicas de um compósito dental particulado.

Segundo LIM *et al.* (2002), quanto mais próximas as partículas estiverem, maior a resistência ao desgaste do compósito, pois elas protegem a matriz, mais macia, de abrasivos. A redução do espaço entre as partículas pode ser obtida tanto por diminuição do tamanho, como por aumento da fração volumétrica destas.

Vários tipos de partículas incorporados simultaneamente à matriz resinosa garantem propriedades superiores comparados ao uso de somente um tipo. As partículas devem ser quimicamente resistentes ao ambiente oral, incolores, não-tóxicas, possuir um índice de refração próximo ao da matriz polimérica, ser relativamente duras e apresentar um efeito de reforço da matriz (ELLAKWA *et al.*, 2001a). Dentre as substâncias que preenchem esses requisitos estão as cerâmicas vítreas, alguns silicatos e dióxido de carbono (BRADEN *et al.*, 1988; XU *et al.*, 2003).

O quadro 1 descreve a composição de quatro diferentes sistemas de compósitos laboratoriais:

**Quadro 1**  
**Composição de Diferentes Compósitos de Uso Indireto**

Ellakwa *et al.*, 2001a

Compósito	ARTGLASS	BELLEGLASS HP	HERCULITE XRV	SOLIDEX
<b>Matriz Orgânica</b>	éster ácido metacrílico multifuncional 30% em peso	Bis-GMA TEGDMA	Bis-GMA TEGDMA	co-polímeros com resina multifuncional 22% em peso resinas convencionais / fotoiniciadores 25% em peso
<b>Fase Dispersa</b>	dióxido de silício e vidro de silicato de bário-alumínio silanizado tamanho médio de partícula 1 $\mu$ m 70% em peso	vidros de bário 78,7% em peso 65% em volume	vidros de bário 78,5% em peso	cerâmicas inorgânicas 53% em peso
<b>Tempo de Cura</b>	180 segundos	20 minutos a 140° C sob 60-80 psi de pressão de nitrogênio	60 segundos	10 minutos
<b>Unidade de Cura</b>	UniXs	unidade Belleglass	Spectrum / Dentsply	Solidilite EX
<b>Fabricante</b>	Heraeus Kulzer	Kerr	Kerr	Shofu
<b>País</b>	Alemanha	EUA	EUA	Japão

Simulando ciclos mastigatórios variáveis, KERN *et al.* (1999) verificaram diferenças significativas na resistência ao desgaste *in vitro* de diversos sistemas de compósitos restauradores comparados ao esmalte dentário. Os compósitos apresentaram desgaste significativamente superior ao do esmalte, com exceção do *Targis*, cujo resultado foi similar ao dente humano.

MANDIKOS *et al.* (2001) realizaram experimentos testando o desgaste e a dureza de cinco compósitos dentais (*Concept*, *Sculpture*, *Belleglass*, *Artglass* e *Targis*) e de esmalte dentário humano após a simulação de 5 anos de escovação em dispositivo especial. Observaram que todos os materiais usados sofreram desgaste significativamente superior ao do esmalte. Os valores para dureza Vickers estiveram sempre

bem abaixo dos obtidos para o esmalte. Apesar das medidas de dureza serem utilizadas para fornecer uma indicação da resistência ao desgaste de compósitos (MANDIKOS *et al.*, 2001), os autores não encontraram uma correlação direta entre essas duas propriedades, o que está em concordância com os resultados de LAPPALAINEN *et al.* (1989).

CÉSAR *et al.* (2001) compararam quatro compósitos de uso indireto (*Artglass*, *Belleglass*, *Sculpture* e *Targis*) e um de uso direto (*Z100*) quanto à influência da cor e tempo de armazenamento na resistência, módulo flexural e dureza desses materiais. Os autores concluíram que os métodos de polimerização diferenciados dos compósitos indiretos não os tornaram mais resistentes que os de uso direto, com exceção do *Belleglass* após armazenamento por 30 dias, que apresentou resistência flexural significativamente superior aos demais. Deduziu-se que a polimerização sob atmosfera nitrogenada, utilizada para este material, foi responsável por esse fato, pois o meio fica livre de oxigênio, inibidor da polimerização, garantindo que um maior grau de conversão seja obtido.

MANDIKOS *et al.* (2001) responsabilizaram a matriz polimérica e o método de polimerização pelas diferenças na resistência ao desgaste e na dureza dos compósitos avaliados, pois após realizarem espectroscopia, não foram encontradas diferenças substanciais tanto na composição e dimensão das partículas de carga, quanto na concentração dessas nos materiais.

### **2.2.2 Artglass**

Segundo o fabricante, o *Artglass* não é uma cerâmica nem um polímero convencional. É um polímero de vidro que pretende combinar a estética e a durabilidade das cerâmicas com as características de fácil manipulação dos polímeros. Para obter essas características, a quantidade de carga foi reduzida para cerca de 70% em peso, comparado aos 78,7% do *Belleglass HP* e 80% do *Targis*. O tipo de mistura de cargas foi melhorado, o índice de refração ajustado para se assemelhar ao da porcelana dental e um novo metacrilato multifuncional foi

desenvolvido para melhorar as propriedades mecânicas do material. Dentro da fase dispersa, esse polímero contém 20% em peso de sílica ( $\text{SiO}_2$ ), sendo a composição resultante uma mistura de três elementos vítreos: um vidro radiopaco fino e moído chamado microvidro (partículas com tamanho médio de  $0,7 \mu\text{m}$ ), uma sílica semicristalina com tamanho semelhante e uma matriz com agentes de reticulação, que preenche a definição de vidro orgânico (BOTTINO *et al.*, 2001). O baixo conteúdo de carga de vidro permite que esse material tenha dureza semelhante à da dentina, de 350 a 400 MPa (BERTOLOTTI, 1997), diferentemente das cerâmicas, que são mais duras que o próprio esmalte. O material é polimerizado numa unidade *UniXs* (Heraeus Kulzer, Alemanha), usando luz estroboscópica de xenônio, com intensidade emitida por 20 milissegundos, seguida de 80 milissegundos de escuridão. Segundo o fabricante, um pequeno tempo de excitação seguido por um longo período sem exposição permite um descanso parcial nas moléculas do material já polimerizado. Conseqüentemente, mais grupos de duplas ligações de carbono não reativos ficam disponíveis para reações, levando a uma cura mais eficaz (LEINFELDER, 1997). Pode ser usado para a confecção de restaurações unitárias de recobrimento parcial (*inlays* e *onlays*), total (coroas) e laminados. Para servir de apoio para próteses fixas de 3 elementos, deve-se utilizar uma fibra de reforço. Segundo o fabricante, que não produz fibras, pode-se usar esse compósito com qualquer sistema de fibras odontológicas (BOTTINO *et al.*, 2001).

### 2.3 FIBRAS

O uso de fibras para melhorar as propriedades mecânicas de materiais poliméricos e compósitos é conhecido há muitos anos. Esses materiais têm sido fundamentais para o desenvolvimento das indústrias aeroespacial, automobilística e náutica, assim como para a fabricação de artigos de recreação como raquetes, tacos de golfe e varas de pescar (GOLDBERG & BURSTONE, 1992; FREILICH *et al.*, 2000; GIORDANO, 2000).

Segundo CHAWLA (1987) e GIBSON (1994), os reforços não devem, necessariamente, ter a forma de fibra. Pode-se tê-los como partículas, flocos, *whiskers*, fibras contínuas ou descontínuas ou lâminas. Porém, geralmente, os materiais são mais fortes e rígidos sob a forma fibrosa, pois quanto menor o volume de uma amostra, menor a probabilidade de haver alguma imperfeição. No caso das fibras poliméricas, por exemplo, o fato das cadeias estarem estiradas e altamente alinhadas garante maiores rigidez e resistência comparado ao mesmo material em estado não fibroso, onde as cadeias estão organizadas aleatoriamente. É importante também, que uma fibra de reforço tenha uma alta relação comprimento/diâmetro (razão de aspecto), o que fará com que a carga seja mais eficientemente transferida da matriz à fibra e um alto grau de flexibilidade, que permitirá que se utilizem diversas técnicas para a fabricação de compósitos. Para que a matriz seja capaz de transmitir parte das tensões recebidas para a fibra, é essencial que haja uma boa união adesiva entre elas.

Quanto à direção, as fibras podem ser colocadas de maneira contínua dentro de um compósito, todas paralelas, numa única direção, formando um laminado. Podem ser arranjadas de forma tecida, com fibras perpendiculares umas as outras, menos suscetível ao descolamento, porém, menos resistente e rígida, devido à falta de alinhamento. Outro modo de aplicação é dispersar as fibras cortadas em pequenos comprimentos aleatoriamente na matriz. Esse modelo é usado extensivamente em aplicações de alto volume devido ao baixo custo, porém suas propriedades mecânicas são inferiores às das fibras contínuas. Compósitos híbridos consistem na distribuição de fibras contínuas juntamente com aleatórias ou de diferentes tipos de fibras (GIBSON, 1994).

Quando uma fibra é colocada perpendicularmente à direção de propagação de uma trinca, é capaz de impedir seu progresso. Esse fator pode levar a delaminação da fibra, ou seja, separação entre ela e a matriz, ou se a adesão fibra-matriz for maior que a resistência coesiva da fibra, ocorrerá fratura desta (VALLITTU & NARVA, 1997).

NOHRSTRÖM *et al.* (2000) afirmaram que a capacidade de reforço das fibras depende da sua orientação, adesão delas à matriz polimérica e grau de impregnação das fibras pela matriz.

As fibras de vidro são constituídas por cerca de 50% a 60% de sílica ( $\text{SiO}_2$ ) além de óxidos de cálcio, boro, sódio, alumínio e ferro, por exemplo, em menores concentrações. A proporção de cada componente vai depender do tipo de fibra de vidro que se deseja. Fibras de vidro tipo E, as mais usadas, são boas isolantes elétricas, além de possuírem boa resistência mecânica e razoável módulo de elasticidade. As do tipo C têm excelente resistência à corrosão química e as do tipo S, com alta concentração de sílica, são capazes de suportar temperaturas mais altas que outros vidros. As fibras de vidro são isotrópicas, ou seja, seu módulo de elasticidade é o mesmo, quer as cargas sejam longitudinais ou perpendiculares a elas (CHAWLA, 1987).

A primeira fibra de carbono de alto módulo foi preparada no Japão em 1961 (CHAWLA, 1987). As fibras de carbono apresentam baixa densidade e são altamente anisotrópicas, sendo o módulo de elasticidade no sentido longitudinal bem superior ao transversal às fibras. São obtidas a partir da carbonização e grafitização em altas temperaturas de precursores orgânicos, como a poliacrilonitrila, por exemplo (CHAWLA, 1987).

Constam da década de 70 os primeiros relatos da produção de fibras de polietileno. Porém, foi a partir de meados da década de 80 que começou a ser produzida uma fibra de polietileno de ultra-alto peso molecular (*UHMWPE – Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) chamada *Spectra 900*. São fibras extremamente leves, com boa resistência mecânica e elevado módulo de elasticidade. Porém, seu uso é limitado a aplicações em baixas temperaturas, devido ao seu baixo ponto de fusão (CHAWLA, 1987).

As fibras de aramida passaram a ser produzidas comercialmente em 1971 sob o nome de *Kevlar*. Em virtude da alta temperatura de transição vítrea e baixa solubilidade, sua fabricação por métodos convencionais é difícil. Alguns detalhes do processo de produção permanecem sendo segredos industriais até hoje. São altamente anisotrópicas, apresentando

boa resistência à tração e resistência à compressão muito baixa. São usadas em compósitos híbridos, com outro tipo de fibra que tenha melhor resistência compressiva e sofrem fotodegradação quando expostas à luz visível, devendo ser cobertas por um material opaco (CHAWLA, 1987).

### 2.3.1 Classificação das Fibras Odontológicas

As fibras de reforço odontológicas podem ser classificadas segundo o material, o modo de impregnação, a conveniência de uso (direto, no próprio consultório ou indireto, no laboratório) e a arquitetura. O quadro 2 resume essas características para as principais marcas comerciais.

**Quadro 2**  
**Classificação das Fibras de Reforço Odontológicas Quanto ao**  
**Tipo de Impregnação, Uso, Material e Arquitetura**

<b>Produto</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Material</b>	<b>Arquitetura</b>
<b>Pré-impregnadas, uso em laboratório</b>			
FibreKor	Jeneric/Pentron	Vidro	Unidirecional
Vectris pônico	Ivoclar	Vidro	Unidirecional
Vectris estrutural e unitário	Ivoclar	Vidro	Malha
<b>Pré-impregnadas, uso em consultório</b>			
Splint-It !	Jeneric/Pentron	Vidro	Unidirecional
Splint-It !	Jeneric/Pentron	Vidro	Tecida
Splint-It !	Jeneric/Pentron	Polietileno	Tecida
<b>Impregnação manual, uso em laboratório ou consultório</b>			
Connect	Kerr	Polietileno	Trançada
DVA	Dental Ventures	Polietileno	Unidirecional
Fiber-Splint	Inter Dental Distributors	Vidro	Tecida
Fibreflex	Biocomp	Aramida (Kevlar)	Unidirecional
GlasSpan	GlasSpan	Vidro	Trançada
Ribbond	Ribbond	Polietileno	Leno Tecida
Superbar	Superdont	Vidro	Unidirecional
Superfiber	Superdont	Vidro e Aramida	Trançada

Em relação ao modo de impregnação, as fibras pré-impregnadas têm como grande vantagem uma impregnação homogênea das tiras, além do menor número de passos para o operador e de uma boa consistência de manuseio. No entanto, não há liberdade para escolha do agente de molhamento. Quanto às fibras impregnadas durante o uso, pesa o aspecto da dificuldade de se realizar um meticuloso molhamento das fibras (VALLITTU, 1997b), juntamente a um tempo de trabalho mais longo. Neste caso, porém, é possível que o operador selecione o adesivo utilizado para impregnação. As fibras de polietileno, por exemplo, são sensíveis ao ambiente e correm risco de contaminação durante sua manipulação, o que deve ser realizado da forma mais cautelosa possível, com luvas de algodão e tesoura adequada. BAE *et al.* (2001) não observaram diferenças nas propriedades mecânicas de compósitos reforçados com fibras pré-impregnadas e impregnadas manualmente.

Quanto ao uso laboratorial ou clínico, o mais comum é que as próteses fixas sejam fabricadas em laboratório, o que permite um maior controle do processo, com possibilidade de obtenção de uma estética superior. É imprescindível que o técnico possua todo o instrumental indicado, além dos equipamentos de polimerização adequados a cada sistema. O uso das fibras em consultório ocorre em situações específicas e no caso de próteses fixas, limita-se a restaurações temporárias.

Em relação à arquitetura, as fibras podem ser unidirecionais, perpendiculares entre si, como um tecido ou malha, ou trançadas.

As fibras unidirecionais posicionam-se todas na mesma direção e tendem a apresentar alta resistência flexural, propriedade fundamental na construção de subestruturas de próteses parciais fixas. As fibras perpendiculares e as trançadas têm a característica de prevenir o esfiapamento, além de resistir a cargas vindas de diversas direções, já que a maioria das fibras possui diferentes propriedades dependendo da direção da carga que elas recebem (DENTAL ADVISOR, 1998).

Para VALLITTU (1998b), as fibras contínuas unidirecionais são a forma mais adequada para um reforço fibroso, por causa de suas boas propriedades mecânicas. No entanto, sua capacidade de reforço é

limitada a uma única direção, originando um efeito de reforço anisotrópico. Já quando as fibras são orientadas aleatoriamente, as propriedades mecânicas do compósito são isotrópicas, ou seja, as mesmas em todas as direções.

CHUNG *et al.* (1998) e VALLITTU (1998b) acreditam que o reforço estrutural com fibras unidirecionais contínuas garante melhores propriedades mecânicas comparado ao reforço com fibras curtas e aleatórias.

GOLDBERG *et al.* (1998) concluíram que compósitos reforçados com fibras unidirecionais e pré-impregnadas são capazes de suportar duas a três vezes mais carga e exibem módulo flexural quase 10 vezes superior ao de compósitos reforçados por fibras tecidas e impregnadas manualmente. Os compósitos reforçados por fibras de vidro apresentaram propriedades mecânicas bem superiores aos por fibras de polietileno, apesar das frações volumétricas serem praticamente as mesmas.

BEHR *et al.* (2001) relataram que parece não haver diferenças significativas na resistência à fratura de coroas unitárias construídas com 3 sistemas de compósitos reforçados por fibras, mesmo que essas apresentem orientações distintas.

Os métodos de fabricação também apresentam algumas diferenças. O compósito *Targis/Vectris*, por exemplo, é fabricado em equipamento especial, que trabalha à vácuo e sob alta pressão, com os objetivos de maximizar o conteúdo de fibras e dificultar a formação de bolhas, melhorando as propriedades mecânicas do material. No entanto, em comparação com outros sistemas que utilizam fibras de vidro pré-impregnadas (*FibreKor*) ou de polietileno (*Connect*), cujos métodos de fabricação são convencionais, não houve diferenças significativas quanto à resistência flexural, apesar do seu conteúdo de fibras ser mais elevado que o dos demais. Sabe-se que esse não é o único fator responsável pelas propriedades mecânicas de um compósito reforçado por fibras. As propriedades da matriz e sua adesão às fibras também desempenham importantíssimo papel na determinação da resistência do material compósito (BEHR *et al.*, 2000, BEHR *et al.*, 2001).

Usualmente, as fibras mais usadas em odontologia são as de polietileno e vidro, embora as de carbono e aramida também tenham sido tentadas.

MALQUARTI *et al.* (1990) fabricaram próteses fixas em compósito (*Isosit N*) reforçado por fibras de carbono e relataram excelente biocompatibilidade do material, assim como baixa densidade, resistência à corrosão e comportamento químico adequado na temperatura bucal. Porém, fibras de carbono apresentam coloração escura, característica que prejudica a estética do trabalho final (VALLITTU & LASSILA, 1992; CHOW *et al.*, 1993; NOHRSTRÖM *et al.*, 2000).

Fibras de polietileno também foram bastante estudadas e produziram melhora das propriedades mecânicas de compósitos de matriz polimérica (LADIZESKY & CHOW, 1992). Segundo VALLITTU (1997b), uma grande falha das fibras de polietileno é que há apenas uma união mecânica delas à matriz. O autor verificou a ausência de partículas da matriz de metacrilato de polimetila aderidas às fibras (*Ribbon*) após a fratura dos corpos de prova, apesar do pré-condicionamento recebido por essas. Portanto, o uso das fibras de polietileno esbarra numa séria dificuldade, que é a adesão inadequada das fibras ao polímero da matriz (VALLITTU, 1998a; TAKAGI *et al.*, 1996 *apud* ELLAKWA *et al.*, 2001b). Dessa maneira, as propriedades mecânicas dos compósitos reforçados por fibras de polietileno tendem a ser inferiores às daqueles nos quais se utilizam fibras de vidro pré-impregnadas (SPYRIDES & BASTIAN, 2004).

Porém, tratamentos superficiais à base de plasma, substâncias químicas e radiação têm sido usados para ativar a superfície do polietileno, melhorando sua adesividade (ELLAKWA *et al.*, 2001b). Um importante ponto a favor das fibras de polietileno é o fato delas serem virtualmente invisíveis ao serem inseridas num compósito dental (RAMOS *et al.*, 1996).

As fibras de aramida consistem numa fibra polimérica sintética, cujo uso em restaurações dentárias tem sido defendido em áreas onde a resistência é prioritária, pois elas possuem módulo de elasticidade e

resistência à tração superiores ao do aço (BERRONG *et al.*, 1990). A natureza extremamente fina dos filamentos reduz a ocorrência de defeitos e falhas que viriam a enfraquecer a fibra como um todo (JAGGER *et al.*, 1999). São estáveis mecânica e termicamente e possuem alto ponto de fusão (JOHN *et al.*, 2001). Seus principais pontos negativos são a coloração amarelada, que contra-indica seu uso em áreas de alto requisito estético (CHOW *et al.*, 1993; JAGGER *et al.*, 1999) e a dificuldade de manuseio (NOHRSTRÖM *et al.*, 2000). VALLITTU & LASSILA (1992) obtiveram melhora na resistência à fratura de compósitos reforçados com fibras de aramida, porém verificaram que o uso de agente silano não modificou sua adesão à matriz. VALLITTU (1993) afirmou que a adesão entre aramida e resina é bastante pobre.

As fibras de vidro apresentam ótima translucidez, aumentando o grau de estética do trabalho final, facilidade de silanização e boa adesão aos compósitos dentais (SOLNIT, 1991; VALLITTU, 1998a; XU *et al.*, 2003; KIM & WATTS, 2004).

Quando se utiliza fibras de vidro, SÖDERHOLM e SHANG (1993) defendem o uso de silano como agente de união das fibras à matriz polimérica.

VALLITTU (1997c) aplicou fibras de vidro tratadas e não tratadas com silano sobre estruturas em resina acrílica não polimerizadas. Após polimerização dos corpos, as fibras foram puxadas e analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Observou-se que sobre a superfície das fibras tratadas com silano, havia partículas do polímero (metacrilato de polimetila) aderidas, o que não ocorreu com as fibras não tratadas. No mesmo estudo, o autor confeccionou corpos de prova reforçados com fibras de vidro tratadas e não tratadas com silano, e outros sem qualquer reforço. Concluíram que não houve diferença significativa na resistência transversal dos materiais sem reforço e reforçados com fibras sem silano. Já as barras acrílicas reforçadas com fibras silanizadas apresentaram resistência transversal significativamente superior às demais, desde que houvesse combinação adequada de temperatura e tempo de cura do silano utilizado sobre as fibras.

JOHN *et al.* (2001) fabricaram estruturas em resina (metacrilato de polimetila) com fibras de vidro, aramida e *nylon* dispersas como elementos de reforço, além de um grupo controle, constituído somente de resina. Verificaram que aquelas reforçadas com fibras de vidro e aramida obtiveram uma resistência flexural significativamente superior às estruturas de controle e as com fibras de *nylon*.

BAE *et al.* (2001) analisaram sistemas compósitos dentais reforçados por fibras de polietileno (*Ribbond*), vidro (*GlasSpan*, *FibreKor* e *Vectris*) e poliaramida (*Fibreflex*) a partir de teste flexural. Concluíram que os compósitos reforçados com *Ribbond*, *GlasSpan* e *FibreKor* tiveram aumentadas em mais de duas vezes seu limite de escoamento, que é a capacidade do material lidar com tensões mecânicas sem sofrer deformação permanente. No caso da resistência flexural máxima, as fibras unidirecionais (*FibreKor* e *Fibreflex*) e trançada (*GlasSpan*) foram as mais efetivas. Para os autores, em um teste de flexão de três pontos, como as cargas são aplicadas em somente uma direção, é natural que as fibras unidirecionais perpendiculares à carga sejam superiores às fibras com outro direcionamento.

KOLBECK *et al.* (2002a) compararam próteses fixas de 3 elementos fabricadas em compósitos reforçados por fibras, sendo essas de polietileno (*Connect*) ou vidro (*FibreKor*) e os compósitos de cobertura foram os indicados pelo fabricante, respectivamente, *Belleglass HP* e *Conquest/Sculpture*. A resistência à fratura do grupo reforçado por fibras de vidro foi superior à do grupo reforçado com fibras de polietileno, porém sem significância estatística. Tal foi explicado pela orientação unidirecional das fibras de vidro, que propicia maior resistência, contra o trançado das de polietileno. Esse último arranjo, por sua vez, foi responsável por um maior grau de flexibilidade da subestrutura causando um cisalhamento prematuro do compósito superficial, que se tornou incapaz de resistir à alta tendência ao dobramento da subestrutura. Além disso, os autores acreditam que a pré-impregnação das fibras de vidro garante um efeito de reforço superior em relação às fibras de polietileno impregnadas manualmente.

ELLAKWA *et al.* (2002a) testaram três diferentes marcas comerciais de fibras: *Connect* (polietileno de ultra-alto peso molecular – *UHMWPE*), *Fiberflex* (aramida) e *Stick tech* (vidro), quanto à resistência e módulo flexural. Em concordância com LOEWENSTEIN (1996 *apud* ELLAKWA *et al.*, 2002a), os autores concluíram que o reforço com fibras unidirecionais é mais eficiente do que com fibras tecidas. Esse estudo mostrou que tanto a fibra de vidro quanto a de aramida melhoraram a resistência à flexão significativamente mais que a fibra de polietileno, com o uso de um agente de união com carga. Tais dados podem ser explicados pelas propriedades físicas reduzidas do polietileno comparadas às outras duas fibras e/ou devido à união ineficiente entre essa fibra e a matriz. Observou-se também que, usando-se agente de união sem carga e contendo silano, a fibra de vidro apresentou maior molhabilidade que a de aramida, garantindo resistência flexural bem superior às demais.

HAMZA *et al.* (2004) não observaram diferenças significativas entre as fibras *Construct* (polietileno) e *Fibrestick* (vidro) em relação ao efeito de reforço de barras confeccionadas em resina acrílica. Atribuíram o desempenho melhorado das fibras *Construct*, comparadas a outras fibras de polietileno, à aplicação de silano e tratamento com plasma, responsáveis pelo aumento do grau de adesão entre fibra e matriz.

#### **2.4 COMPÓSITOS REFORÇADOS POR FIBRAS USADOS EM ODONTOLOGIA**

Na área de odontologia, os compósitos reforçados por fibras encontram aplicação em coroas unitárias, próteses parciais fixas anteriores e posteriores, substituição imediata de dentes ausentes, pinos intracoronários e elementos de união de dentes com mobilidade (esplinte periodontal). Propriedades não-corrosivas, translucidez, boas propriedades adesivas e facilidade de reparo são aspectos importantes que fazem dos compósitos reforçados por fibras, materiais vantajosos em comparação aos metais (GOLDBERG & BURSTONE, 1992; FREILICH *et al.*, 2000; VALLITTU & SEVELIUS, 2000). BERRONG *et al.* (1990) lembram ainda, que as fibras devem ser de fácil incorporação à matriz.

Além disso, a possibilidade de trabalhar com cimentação adesiva permite que se executem preparos dentais mais conservadores, preservando áreas saudáveis, como é o caso de dentes que apresentam pequena ou nenhuma restauração, já que a retenção mecânica da prótese não é fator fundamental para o sucesso (GIORDANO, 2000; FREILICH *et al.*, 2002; VALLITTU, 2004). Partindo dessas prerrogativas, VALLITTU (1999a) citou que a fabricação de subestruturas em compósitos reforçados por fibras de vidro garante uma boa adesão aos cimentos adesivos, além de superar a deficiência estética de subestruturas metálicas. MEIERS *et al.* (1998) concluíram que o desenvolvimento dos compósitos reforçados por fibras permitiu aos clínicos expandir as possibilidades para substituição dentária de modo conservador, preservando o máximo de estrutura dental.

No caso de próteses fixas, FREILICH *et al.* (2000) definiram alguns critérios bastante simples para indicação ou não desses materiais. Como indicações, citaram:

- ⇒ ótimo resultado estético
- ⇒ ausência de metal
- ⇒ reduzido desgaste dos dentes antagonistas
- ⇒ técnica de cimentação adesiva

Como contra-indicações, relataram:

- ⇒ impossibilidade de manter controle dos fluidos durante a cimentação
- ⇒ longa extensão
- ⇒ paciente com hábitos parafuncionais (bruxismo)
- ⇒ dentes antagonistas restaurados em porcelana não glazeada

O reforço fibroso tem como função principal a criação de um material que possa resistir bem às tensões recebidas em múltiplas direções, mantendo, porém, alguma flexibilidade, o que não o deixará tão frágil, como ocorre com a porcelana dental (GIORDANO, 2000). Na área

específica de prótese, as fibras têm sido usadas para melhorar a resistência à fratura e o módulo de elasticidade de materiais poliméricos, normalmente usados na matriz (SAYGILI *et al.*, 2003).

Vale salientar que um compósito reforçado por fibras usado em aplicações dentárias requer um equilíbrio de propriedades que atuem simultaneamente, como biocompatibilidade, estética, capacidade de adesão à estrutura dentária, facilidade de manipulação, seja clínica ou laboratorial e estabilidade no ambiente oral (GOLDBERG & BURSTONE, 1992).

BAE *et al.* (2001) afirmaram que os compósitos reforçados por fibras usados para fabricação de próteses parciais fixas requerem alto módulo de elasticidade e alta resistência ao escoamento, ou seja, boa capacidade de lidar com tensões mecânicas sem sofrer deformação permanente.

ALTIERI *et al.* (1994) relataram, ainda, que as propriedades físicas de um compósito reforçado por fibras serão afetadas por vários parâmetros técnicos, como: seleção da matriz, tipo (composição e arquitetura), diâmetro e comprimento da fibra, fração volumétrica, molhamento, distribuição e aplicação das fibras, além do agente de união selecionado.

O desempenho em relação à fratura de uma restauração fabricada com compósitos reforçados por fibras é altamente dependente das dimensões da subestrutura, que são influenciadas, entre outras coisas, pela colocação e quantidade das fibras, a adesão destas à matriz polimérica ou o tipo de fibra (ROSENTRITT *et al.*, 2001).

É imperativo que o clínico conheça os sistemas disponíveis para cada caso e suas estruturas básicas, vantagens e limitações, objetivando selecionar o melhor compósito para cada circunstância. Os preparos dentários devem ser realizados de modo a permitir ao técnico construir uma prótese com espessura e volume de fibras adequados (FREILICH *et al.*, 2000).

As primeiras tentativas de utilização de reforços fibrosos em odontologia datam das décadas de 60 e 70, quando pesquisadores reforçaram próteses de metacrilato de polimetila (*polymethyl*

*methacrylate - PMMA*) com fibras de vidro (SMITH, 1962) e carbono (SCHREIBER, 1971; MANLEY *et al.*, 1979). O principal objetivo era evitar fratura na região de conexão entre pânticos (dentes artificiais que ocupam a área do elemento ausente) e pilares (dentes que apóiam a prótese) (CHUNG *et al.*, 1998). A maioria dos procedimentos envolvia a inserção manual intuitiva das fibras nas resinas, que por sua vez, eram processadas de maneira rotineira e a maior parte dos pesquisadores usou fibras contínuas, devido a maior facilidade de inserção na resina não polimerizada (GOLDBERG & BURSTONE, 1992). Esse método provou ser ineficiente pela dificuldade de manuseio das fibras, assim como possíveis danos e contaminações. As propriedades mecânicas obtidas ficaram aquém das alcançadas em outras aplicações comerciais (FREILICH *et al.*, 2000).

GIORDANO (2000) cita que as primeiras aplicações odontológicas falharam devido ao baixo conteúdo de fibras (10% comparado aos atuais 40 a 70%) e a pobre ligação entre a fibra e a matriz de resina, em virtude de um grau de molhamento insuficiente do componente de reforço. Sabe-se que a fibra deve ser coberta por um agente de adesão fluido, o qual garantirá uma melhor união entre ela e a matriz circundante, fundamental para que as tensões sejam transferidas da matriz para o reforço fibroso, que apresenta, normalmente, melhores propriedades mecânicas (LASSILA & VALLITTU, 2004). Fibras não tratadas atuam como corpos de inclusão na matriz e, ao invés de reforçar, elas irão enfraquecer o compósito (VALLITTU, 1993; JAGGER *et al.*, 1999). Segundo ROSENTRITT *et al.* (2001) a adesão entre a subestrutura reforçada e o compósito externo é obtida por meios físicos e químicos.

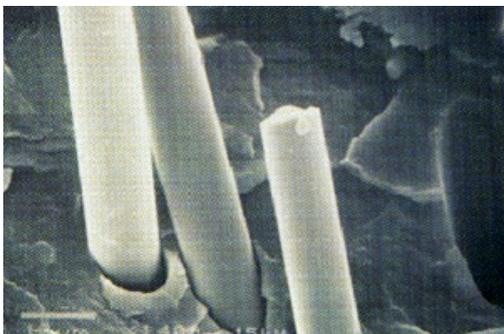
XU *et al.* (2003) defendem que uma fração volumétrica de 50% para as fibras é adequada, pois com frações mais altas, o molhamento torna-se mais difícil, ao passo que, em frações menores a distribuição é menos uniforme. Um pobre molhamento das fibras faz com que a camada de matriz ao redor delas não seja constante, podendo gerar espaços na estrutura, enfraquecendo o compósito (VALLITTU *et al.*, 1994).

Um grau de impregnação impróprio das fibras causa alguns problemas para o uso do compósito reforçado. As áreas pobremente

impregnadas absorvem maior quantidade de água, levando à degradação hidrolítica do complexo e reduzindo suas propriedades mecânicas (VALLITTU, 1997a; VALLITTU *et al.*, 1998). Outro ponto negativo da impregnação insuficiente das fibras é a descoloração do elemento de reforço, como resultado da penetração de microorganismos da cavidade oral nas bolhas do compósito (VALLITTU, 1999b). Produtos da fermentação desses microorganismos podem causar corrosão da superfície das fibras de vidro, destruir a interface fibra/matriz e portanto, reduzir a resistência do reforço fibroso (VALLITTU, 1997a).

CARLOS e HARRISON (1997) observaram que a adição de partículas não tratadas de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) como reforço de barras de resina acrílica reduziu os valores de resistência flexural e resistência ao impacto em relação ao grupo não reforçado, em função da falta de união (química ou física) entre matriz e componentes de reforço. Os autores admitem que as partículas podem ter agido como concentradoras de tensão ao invés de barreiras para trincas. KANIE *et al.* (2002) afirmaram que a presença de fibras pobremente aderidas à matriz, as quais pouca quantidade de carga pode ser transferida, é equivalente a bolhas.

A figura 1 mostra um conjunto de fibras com molhamento pobre, o que pode acarretar propriedades mecânicas inferiores e a figura 2 apresenta um molhamento efetivo da superfície da fibra.



**Fig. 1** Molhamento pobre, resultando em propriedades mecânicas inferiores  
Freilich *et al.*, 2000

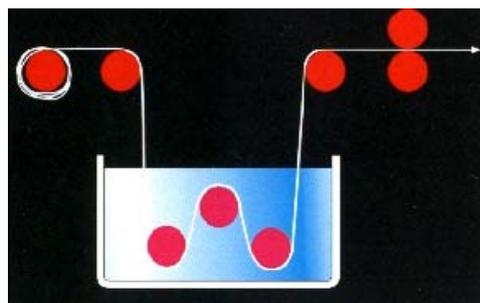


**Fig. 2** Molhamento efetivo e união. Falha ocorreu fora da interface fibra-matriz  
Freilich *et al.*, 2000

Observada a obrigatoriedade de uma boa união entre a fibra e a matriz, dois métodos de impregnação foram desenvolvidos: a aplicação manual de fluida, com ou sem partículas, sobre as fibras, facilitando seu molhamento pela matriz (Fig. 3) ou a utilização de fibras pré-impregnadas industrialmente (Fig. 4).



**Fig. 3** Aplicação manual de resina fluida sobre a fibra  
Freilich *et al.*, 2000



**Fig. 4** Diagrama esquemático de processo de impregnação mecânica das fibras  
Freilich *et al.*, 2000

A fluidez do agente de molhamento é fundamental, pois ao menos teoricamente, irá facilitar a impregnação das fibras (VALLITTU, 1999b).

FREILICH *et al.* (2002) propuseram dois modelos de distribuição de fibras: o primeiro, constando apenas de uma única barra de um compósito reforçado por fibra unindo os dois dentes de apoio (modelo de baixo volume) e o segundo, semelhante ao primeiro, porém, com adição de uma maior quantidade de compósito com fibra na área do elemento ausente (pôntico), perpendicularmente à barra inicial, fornecendo uma base de suporte mais ampla para o compósito externo (modelo de alto volume). Os autores verificaram que o modelo de baixo volume apresentou taxa de sobrevivência clínica de 62%, ao passo que o de alto volume alcançou 95% de sucesso clínico, ambos em quase 4 anos de avaliação, provando que há uma clara associação do modo de distribuição das fibras na subestrutura com a permanência em função do trabalho na boca.

MONACO *et al.* (2003) também relataram dois diferentes arranjos para a subestrutura reforçada por fibras. No primeiro, uma estrutura cilíndrica foi confeccionada unindo os dois dentes de apoio da prótese fixa e no segundo foi realizado um acréscimo de material fibroso nas áreas laterais (vestibular e lingual), dando uma forma oval, com intuito de fornecer um melhor suporte ao compósito de recobrimento (Fig. 5).



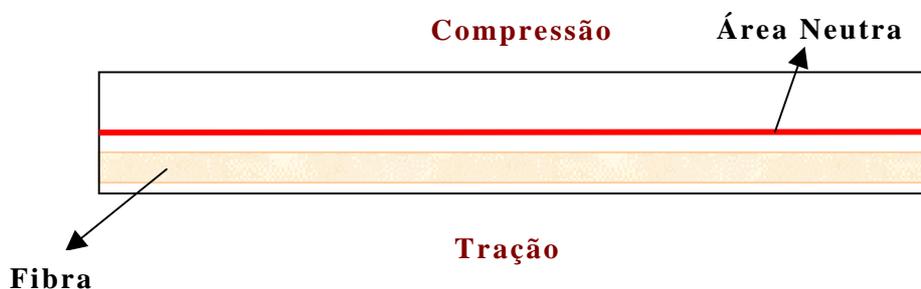
**Fig. 5** Diferentes formas da subestrutura na área do pântico: acima, o modelo convencional e abaixo, o modificado

Monaco *et al.*, 2003

A análise de seus resultados mostrou que as fraturas comuns do compósito na região do pântico (dente ausente) foram reduzidas a apenas 3 em 41 próteses fixas de 3 elementos (7,3%) num período de observação de 48 meses. Todas as falhas ocorreram quando o modelo convencional da subestrutura foi utilizado, o que levou os autores a concluírem que o arranjo da subestrutura desempenha importante papel no apoio do material de cobertura. As extensões laterais das fibras na barra podem aumentar a área de adesão ao compósito, além de suportar melhor o laminado durante o carregamento oclusal.

Outra condição importante a ser observada na confecção das próteses é a posição das fibras no corpo da estrutura (NOHRSTRÖM *et al.*, 2000). Já foi observado que uma prótese parcial fixa, *in vivo*, recebe

forças que incluem compressão no ponto de aplicação de carga e tração e forças de cisalhamento nos pontos que resistem à carga (EL-ABRASHI *et al.*, 1970). Teoricamente, obtem-se o maior grau de reforço com a colocação das fibras na região trativa da estrutura, de modo que haja aumento do limite de resistência, gerando maior resistência à flexão. Porém, costuma-se aplicar primeiramente uma fina camada do compósito para evitar que as fibras fiquem muito próximas à superfície interna e sejam expostas em caso de necessidade de ajuste da peça (Fig. 6) (ELLAKWA *et al.*, 2001b).



**Fig. 6** Diagrama esquemático da posição das fibras próximas à região de tração

CHUNG *et al.* (1998) puderam comprovar essa teoria ao comparar a resistência flexural de corpos de prova em resina reforçados por fibras de vidro, colocando-as no terço superior do corpo de prova, no centro e no terço inferior dele. Como já era de se esperar, o reforço com fibras no terço inferior foi o que apresentou a melhor média de resistência em relação a um grupo controle fabricado com a mesma resina, porém, sem qualquer tipo de reforço. Já os corpos que receberam reforço no centro e no terço superior acabaram por enfraquecer o material, apresentando resistência menor que a do grupo controle.

ELLAKWA *et al.* (2003) concluíram que as fibras devem estar assentadas o mais próximo possível da área trativa, ao compararem corpos com reforços colocados em cinco alturas distintas.

DYER *et al.* (2004) também verificaram que o posicionamento das fibras de reforço em outra região que não a de tração não apresentou aumento significativo da carga necessária para fratura dos compósitos.

A inserção das fibras acima da chamada zona neutra, que corresponde à metade da altura do corpo, possibilitou espaço suficiente para que as trincas se movimentassem sem obstáculos levando à conseqüente fratura (ELLAKWA *et al.*, 2003). As fibras impedem que uma trinca se propague até que ocorra completo descolamento e falha final.

VALLITTU (1998a) observou em seu estudo com reforços de matrizes resinosas com fibras de vidro (*Stick*), que a localização inadequada das fibras, próximas à área de compressão, impediu que os resultados para resistência à fratura fossem tão altos quanto os esperados teoricamente.

Em recente estudo utilizando fibras de polietileno, ELLAKWA *et al.* (2003) verificaram que mesmo após a falha, os fragmentos dos corpos de prova permaneceram unidos, enquanto os corpos de prova não reforçados sofreram fratura catastrófica.

O mesmo padrão de fratura foi observado por BERRONG *et al.* (1990) ao reforçarem metacrilato de polimetila com fibras de *Kevlar* (aramida). Nos corpos os quais os autores aplicaram maior quantidade de fibras (2% em peso), os fragmentos podiam ser perfeitamente reaproximados. Algumas amostras sequer fraturaram completamente. Uma cuidadosa inspeção comprovou que as fibras mantiveram os fragmentos em posição. No mesmo estudo, concluiu-se que a adição dessas fibras aumentou significativamente a resistência à fratura em relação à resina não reforçada após teste de impacto. Fora a cor amarela, que torna o trabalho menos estético, FRISKOPP e BLOMLOF (1984) citaram que quando expostas na superfície do compósito, as fibras de *Kevlar* apresentam superfície áspera que não pode ser polida e torna-se desconfortável para o paciente.

VALLITTU *et al.* (1994) verificaram um aumento de 146% na resistência transversal de estruturas de resina acrílica reforçadas com

fibras de vidro contínuas, comparada às não reforçadas. A concentração encontrada para as fibras de vidro nesse estudo foi de 58% em peso.

Apesar de não ter calculado as frações volumétricas de fibra e matriz em seu estudo, VALLITTU (1998a) afirma que ao aumentar a quantidade de fibras de reforço nas próteses confeccionadas em polímero reforçado com fibra de vidro (*Stick*), os valores para resistência à fratura sofreram elevação considerável.

Utilizando uma ou duas camadas de fibras de polietileno tratadas com plasma gasoso (*Ribbon*), VALLITTU (1997b) encontrou uma melhora na resistência transversal bastante modesta e de significância clínica duvidosa. O fato foi atribuído à pobre adesão entre fibra e matriz.

VALLITTU e LASSILA (1992) reforçaram barras fabricadas em resina acrílica (metacrilato de polimetila) com fibras de vidro, carbono, aramida ou fio metálico. Verificaram que todos esses componentes foram capazes de melhorar a resistência à fratura do compósito, com exceção da fibra de vidro não silanizada. De todas as fibras testadas, as de vidro tratadas com silano proporcionaram os melhores resultados, provavelmente, segundo os autores, devido à adesão aumentada entre fibra e matriz, o que aumentou a resistência do material.

VALLITTU e NARVA (1997) compararam a resistência ao impacto de compósitos de resina sem reforço, reforçados com fibras de vidro tratadas e não tratadas com silano e com fibras de vidro e aramida simultaneamente. Como esperado, todos os corpos reforçados apresentaram resistência significativamente superior aos não reforçados.

ELLAKWA *et al.* (2001a) analisaram barras fabricadas com os compósitos *Artglass*, *Belleglass*, *Herculite* e *Solidex* reforçadas com fibras de polietileno (*Connect*) e encontraram os seguintes resultados para resistência flexural: 261,6 MPa, 242,1 MPa, 239,2 MPa e 265,2 MPa respectivamente. Todos os valores foram estatisticamente iguais. No mesmo estudo, os autores testaram compósitos experimentais com diferentes conteúdos de carga, reforçados por fibras e verificaram que o aumento na concentração de partículas não gerou diferenças significativas entre os resultados obtidos.

Trabalhando com compósitos reforçados por fibras de vidro e de polietileno para fabricação de próteses fixas posteriores de 3 elementos, KOLBECK *et al.* (2002a) obtiveram resultados para carga de fratura sempre acima de 500 N, que é a carga média exercida sobre dentes posteriores durante a mastigação.

NAKAMURA *et al.* (2003) registraram apenas as cargas máximas de fratura para três sistemas compósitos reforçados por fibras. Os valores encontrados foram 536 N, 312 N e 314 N para os sistemas *Estenia/BR-100*, *Targis/Vectris* e *Sculpture/FibreKor* respectivamente. Os autores propuseram que a diferença de cargas resultou tanto da resistência dos compósitos de cobertura como da resistência adesiva entre eles e as subestruturas fibrosas. Através da microscopia eletrônica de varredura após a fratura dos materiais, foi verificado que no sistema *Targis/Vectris* havia trincas na interface fibra-matriz, provavelmente por causa de uma adesão insuficiente entre eles, apesar do jateamento com areia e da aplicação de silano sobre as fibras. Nos outros dois sistemas, a adesão pareceu ter sido melhor, em virtude da manutenção da camada de oxigênio, capaz de inibir a polimerização da camada mais superficial do compósito e facilitar sua união com a camada subseqüentemente aplicada.

SAYGILI *et al.* (2003) encontraram resistência flexural máxima de 104,51 MPa e 127,06 MPa para barras de resina acrílica (metacrilato de polimetila) reforçadas por fibras de aramida e vidro, respectivamente. Quando armazenadas em água por 7 dias, os valores foram ainda maiores, com 124,23 MPa e 149,82 MPa para reforço com fibras de aramida e vidro, respectivamente. Em todos os casos, os resultados foram significativamente superiores aos da mesma matriz sem reforço. Foi observado durante os ensaios que trincas se formaram na área de tração, mas não se propagaram para a região compressiva do corpo, pois as fibras não se estiraram o suficiente para permitir sua passagem, mantendo as partes unidas, mesmo após a falha.

HAMZA *et al.* (2004) produziram barras em três diferentes tipos de resina acrílica e reforçaram-nas com quatro marcas de fibras de polietileno e duas de fibras de vidro. A resistência flexural foi calculada

levando-se em conta a carga máxima suportada pelos corpos de prova antes da fratura. Das três diferentes matrizes, o maior valor encontrado para as fibras de vidro foi 186,92 MPa e para as de polietileno, 199,60 MPa.

Relatos clínicos publicados por GÖHRING *et al.* (1999) durante 1 ano de observações de prótese parciais fixas fabricadas em cerômero reforçado por fibras de vidro, apontaram ausência de fraturas das subestruturas, defeitos superficiais ou desgaste excessivo da resina superficial. Após o primeiro ano, quatro casos de delaminação do compósito superficial ocorreram, sendo que dois puderam ser reparados sem que houvesse perda do trabalho. A análise com microscópio eletrônico de varredura não revelou desgaste excessivo superficial após as avaliações de 1 e 2 anos (GÖHRING *et al.*, 2002).

BEHR *et al.* (2003b) verificaram a influência da superfície interna das coroas na resistência à fratura de próteses fixas fabricadas com o sistema *Targis/Vectris*, após termociclagem e carregamento mecânico que simularam 5 anos de uso. Parte das coroas tiveram na sua face interna o mesmo compósito reforçado da subestrutura de reforço e nas demais foi aplicada uma fina camada do compósito de cobertura, sem fibras. Observou-se maior resistência à fratura para o primeiro grupo, porém sem significância estatística. No entanto, os autores lembram que a subestrutura de reforço *Vectris* e o compósito de cobertura *Targis* possuem composições de matriz polimérica muito semelhantes, o que explicaria a proximidade dos resultados.

BEHR *et al.* (2003a) fabricaram 38 restaurações com o sistema *Targis/Vectris* (fibras de vidro) incluindo coroas unitárias e próteses fixas de 3 elementos, tanto apoiadas em dentes completamente preparados (coroas) como em parcialmente preparados (*inlays*). Em um período de acompanhamento de  $2,45 \pm 1$  ano, não foram observadas perdas de cimentação nem fraturas da subestrutura de reforço. No caso das coroas unitárias, foi evidenciado desgaste acentuado após 2 anos em duas unidades (12,5%) com exposição das fibras. No caso das próteses fixas sobre *inlays*, verificou-se fratura do compósito de cobertura em 6 casos (36%), sempre em locais onde ele (*Targis*) não estava apoiado

pelas fibras (*Vectris*). Alguns sinais de desgaste e de diferenças de coloração também foram relatados. Em nenhum caso houve falha das subestruturas de reforço. Para os autores, o estudo sugeriu que as restaurações não preencheram as expectativas estabelecidas pelos ensaios *in vitro*. A explicação encontrada foi de que nas avaliações *in vitro*, as cargas são exercidas somente no centro da restauração, ao passo que durante a mastigação, as cargas são aplicadas em diferentes direções e posições imprevisíveis, podendo levar a uma sobrecarga na interface entre as fibras e compósito particulado.

UZUN *et al.* (1999) fabricaram barras em resina acrílica termopolimerizável reforçadas por fibras de vidro, aramida, carbono e polietileno e compararam as propriedades mecânicas destas com as da resina sem reforço. Observaram que a utilização de fibras de vidro e polietileno elevou bastante a resistência ao impacto dos corpos. Em relação à resistência transversal, nenhuma das fibras pareceu tornar a resina significativamente mais resistente. Curiosamente, a inserção da fibra de polietileno provocou pequena redução da resistência do compósito comparado à resina não reforçada. É importante lembrar que as fibras foram colocadas na área correspondente à metade da espessura da barra.

A alteração de coloração também foi relatada por MONACO *et al.* (2003) como um dos principais problemas ainda enfrentados pelas próteses fabricadas em compósitos reforçados por fibras. Em sua avaliação clínica de 4 anos trabalhando com o sistema *Targis/Vectris*, 29% das próteses não obtiveram conceito satisfatório. Foi observada perda do brilho superficial, dando uma aparência opaca ao material e pigmentações. Um repolimento foi executado, porém a reversão das alterações foi apenas parcial. Trabalhando com o mesmo sistema, GÖHRING *et al.* (2002) não detectaram clinicamente alterações de coloração.

DOUGLAS (2000) explica que as alterações de coloração são causadas por formação de produtos de degradação, mudanças na estrutura superficial devido ao desgaste e manchamento extrínseco. Comparando as mudanças de cor em cerômeros e porcelana, o autor concluiu que pelo

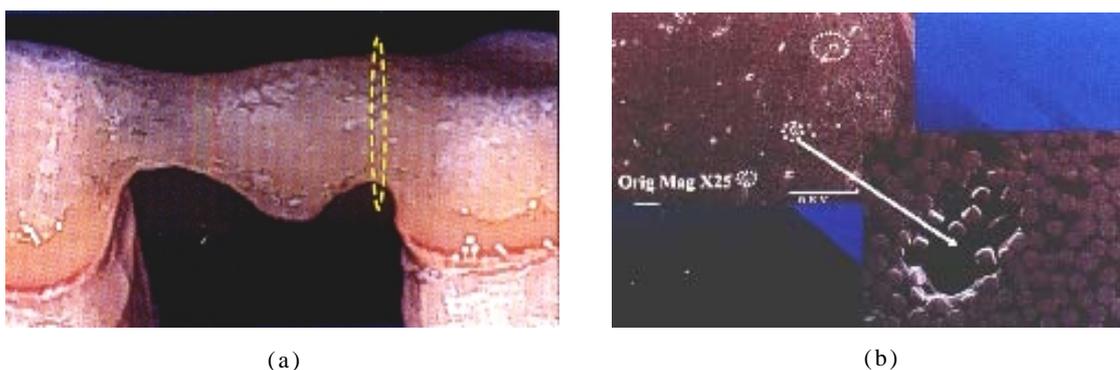
menos dois sistemas de cerômeros (*Artglass* e *Vita Zeta*) apresentaram estabilidade de cor semelhante a da porcelana, usada como controle, após envelhecimento dos materiais.

VALLITTU (2004) avaliou *in vivo* 29 próteses fixas usadas pelo mesmo número de pacientes, fabricadas com fibras unidirecionais e tecidas *Stick*, cobertas pelos compósitos *Sinfony* ou *Vita Zeta LC*. Durante um tempo máximo de acompanhamento de 63 meses, com média de 42 meses, a taxa de sucesso geral foi de 75%. Incluindo os trabalhos que foram reparados e recimentados, esse número sobe para 93%. Ainda assim, o autor afirma que o número de amostras do estudo é baixo e os resultados só podem ser considerados preliminares. Houve pouquíssima diferença na taxa de permanência entre os trabalhos colocados na arcada superior (88%) ou inferior (80%), assim como em relação ao número de dentes suspensos (pônticos). A provável explicação para esse fato é o menor módulo de elasticidade da subestrutura de compósito com fibras comparado a uma metálica. O menor módulo de elasticidade permite que a prótese sofra um grau de deflexão durante a função sem que haja formação de tensões que possam causar descolamento. A partir do exame visual, os examinadores encontraram pouco ou nenhum sinal de desgaste oclusal excessivo do compósito de cobertura. O autor concluiu que a ausência de mais de um elemento dentário ou a localização da prótese não constituem contra-indicações para seu uso, desde que haja elementos retentores suficientes.

Outro fator importante relacionado à resistência à fratura de próteses fixas fabricadas com compósitos reforçados por fibras é a espessura da infra-estrutura. NAKAMURA *et al.* (2003) testaram um sistema compósito/fibra experimental (*Estenia/BR-100*) e verificaram que com o aumento da espessura da infra-estrutura de 0,5 mm para 1,0 mm, a carga necessária para a fratura do corpo de prova quase dobrou, sugerindo que essa alteração foi a responsável pela melhoria do efeito de reforço. Entretanto, quando a espessura da infra-estrutura foi de 1,5 mm não houve alteração na resistência à fratura dos corpos, o que foi explicado pelo fato de que a espessura aumentada da estrutura interna

leva a uma redução da espessura da camada de compósito superficial, ocasionando diminuição da resistência à fratura.

Apesar da constante melhoria dos métodos de fabricação, é muito comum encontrar-se pequenas bolhas na subestrutura dos compósitos reforçados por fibras, principalmente na área de conectores, independentemente do sistema utilizado (Fig. 7) (FREILICH *et al.*, 2000). Esse fato pode explicar a razão de muitos insucessos clínicos em virtude de fraturas nessa área. Bolhas atuam também como reservas de oxigênio, que por sua vez, inibe a polimerização do compósito, enfraquecendo o conjunto como um todo (VALLITTU, 1997a; GÖHRING *et al.*, 2002).



**Fig. 7** Destaque da região de conector de uma subestrutura fabricada em compósito reforçado por fibras (a) e microscopia eletrônica de varredura da região evidenciando a presença de pequenas bolhas (b)

Freilich *et al.*, 2000

DYER e SORENSEN (1998) compararam as resistências de próteses fixas metalocerâmicas com cinco diferentes arranjos de próteses fabricadas em compósito reforçado por fibras. Verificaram que para os valores de falha inicial, todos os grupos apresentaram valores iguais estatisticamente.

KOLBECK *et al.* (2002b) constataram uma menor resistência à fratura de próteses fixas de 3 elementos em porcelana, comparadas às de compósito reforçado por fibras, porque essas últimas apresentaram uma

maior tendência de dobramento, em virtude de possuírem menor módulo de elasticidade.

UZUN *et al.* (1999) registraram módulo de elasticidade em flexão de 1,9 GPa para barras em resina acrílica reforçadas por fibras de vidro tecidas e 1,93 GPa quando reforço foi com fibras de aramida.

ELLAKWA *et al.* (2001a) calcularam módulo de elasticidade para os compósitos *Artglass*, *Belleglass*, *Herculite* e *Solidex* reforçados por fibras de polietileno (*Connect*). Os valores encontrados foram os seguintes: 5,3 GPa, 8,3 GPa, 7,75 GPa e 5,3 GPa, respectivamente. Observaram também, ao testarem compósitos experimentais reforçados com as mesmas fibras, que a elevação na concentração de partículas causou aumento significativo no módulo de elasticidade dos corpos de prova.

BAE *et al.* (2001) encontraram módulo de elasticidade de 11 GPa para o compósito *Aelitefil* reforçado com fibras de aramida (*Fibreflex*). Para os reforços com fibras de vidro, relataram 9 GPa e 11 GPa para a fibra *GlasSpan* em conjunto com as matrizes *C&B* e *Aelitefil*, respectivamente. Com o sistema *FibreKor/Sculpture* (fibras de vidro), o resultado foi ainda maior: 15 GPa. Quanto maior for a qualidade da adesão fibra/matriz, mais efetiva será a transferência de carga do compósito particulado para o reforço fibroso. Foi calculado também o módulo de elasticidade teórico dos compósitos reforçados, a partir das frações volumétricas dos dois componentes. Para as fibras de vidro, o valor encontrado após os ensaios foi de 20% a 30% superior aos esperados, enquanto para a fibra de aramida o módulo foi apenas 9% maior que o calculado teoricamente. Para os autores, a adesão entre *Fibreflex* e *Aelitefil* não foi tão boa quanto a encontrada entre as fibras de vidro e os compósitos superficiais. Trincas foram observadas, assim como regiões onde as fibras não estavam completamente recobertas pelo agente de adesão.

Uma grande vantagem da subestrutura de uma prótese fixa ser confeccionada a partir de fibras recobertas por um material compósito de matriz polimérica é sua translucidez, o que torna desnecessário o uso de agentes de mascaramento, como ocorre nas restaurações

metalocerâmicas, e permite que mesmo com uma fina camada do compósito de cobertura, consiga-se uma excelente estética (FREILICH *et al.*, 1998b). A prótese sem metal (*metal-free*) apresenta coloração semelhante à de um dente natural e possibilita menores reduções dentárias comparadas às metalocerâmicas (NAKAMURA *et al.*, 2003). Além disso, a fabricação de uma prótese de cerômero reforçado por fibras é mais simples que a das próteses com subestrutura metálica, já que não inclui a fase de fundição. Outro importante detalhe é a maior capacidade de adesão entre o compósito e o reforço fibroso, comparado àquela entre compósito e a subestrutura metálica, embora algum tratamento superficial da fibra seja necessário para garantir uma forte união (VALLITTU, 1999a).

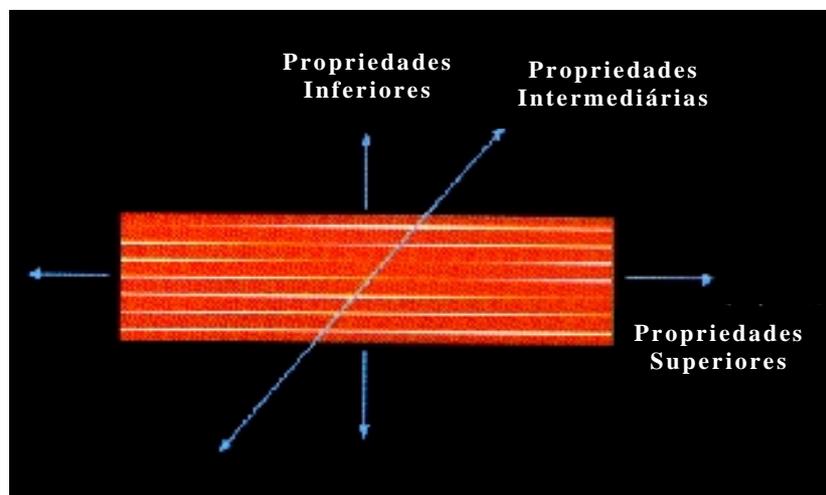
Quando recebem carga, os dentes sofrem um pequeno movimento fisiológico, o que gera tensões na interface entre a subestrutura e o cimento de união da prótese ao dente. Essas tensões repetidas irão predispor falhas por fadiga dessa união. Em comparação às subestruturas metálicas, as confeccionadas em compósitos e fibras têm um grande ponto a seu favor: possuem menor módulo de elasticidade, diminuindo assim, o nível de tensões na interface de união (VALLITTU & SEVELIUS, 2000).

Os objetivos finais na fabricação de subestruturas em compósitos com fibras são, enfim: incorporar suficiente quantidade de reforço fibroso, com ausência de bolhas e assegurar uma forte união entre as camadas de fibras e entre essa subestrutura e o compósito externo (FREILICH *et al.*, 2000).

## **2.5 MECÂNICA DOS COMPÓSITOS REFORÇADOS POR FIBRAS**

O comportamento mecânico dos compósitos reforçados por fibras é completamente diferente dos outros materiais dentários. Enquanto esses apresentam propriedades homogêneas independentemente da direção na qual são testados, os compósitos reforçados por fibras são heterogêneos e anisotrópicos, ou seja, suas propriedades dependem diretamente da direção na qual são testados em relação à orientação das fibras.

As fibras sempre suportam melhor as cargas direcionadas longitudinalmente a elas, ao passo que as propriedades são inferiores quando as forças incidem perpendicularmente (Fig. 8). Portanto, procura-se colocar as fibras de reforço paralelas às maiores tensões. Quando as fibras são distribuídas aleatoriamente pela matriz, algumas são orientadas a produzir efeitos benéficos, ao passo que outras podem produzir pouco ou nenhum efeito (CARLOS & HARRISON, 1997).



**Fig. 8** Propriedades das fibras segundo direção das cargas  
Freilich *et al.*, 2000

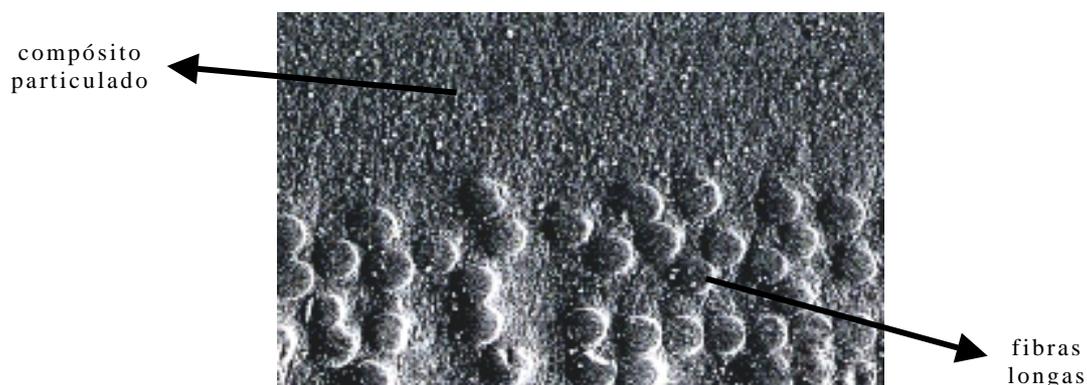
Por exemplo, na região de pântico de uma prótese parcial fixa, ou seja, a área que corresponde ao dente ausente, a maior quantidade de fibras é colocada com direção méso-distal, unindo os dois extremos da estrutura, com menores adições de fibras em outras orientações (GIORDANO, 2000) (Fig. 9).



**Fig. 9** Localização das fibras em estrutura de prótese parcial fixa de 3 elementos

Freilich *et al.*, 2000

Áreas que recebem cargas com várias orientações diferentes necessitam uma distribuição de fibras multidirecional, que pode ser obtida utilizando-se fibras unidirecionais em diferentes orientações ou fibras trançadas ou tecidas (entrelaçadas) (FREILICH *et al.*, 2000). Ambas estão amplamente disponibilizadas por diversos fabricantes hoje em dia. A figura 10 mostra uma micrografia eletrônica de varredura da secção transversal de um compósito reforçado por fibras unidirecionais longas.



**Fig. 10** Micrografia eletrônica de varredura de um compósito reforçado por fibras longas aderido ao compósito particulado

Freilich *et al.*, 2000

O compósito, já contendo as fibras, é polimerizado por luz e calor. Alguns sistemas utilizam câmaras pressurizadas com nitrogênio, eliminando a camada cuja cura é inibida pelo oxigênio e garantindo maior grau de polimerização, como é o caso dos sistemas *Sculpture/Fibrekor* e *Belleglass HP/Connect*.

PEUTZFELDT e ASMUSSEN (1989) explicam que a propriedade do oxigênio de inibir a polimerização da camada superficial de compósitos ocorre por causa da sua maior capacidade, comparada com a da molécula do monômero, de reagir com radicais livres.

FREILICH *et al.* (1998a; 2002) acreditam que essa camada superficial cuja cura é inibida pelo oxigênio não pode ser removida e deve ser mantida livre de contaminações. Para os autores, isto assegura uma estrutura unificada, sem separação entre as várias camadas de compósito. Para BEHR *et al.* (2003a), a inexistência ou redução por uso de brocas de acabamento dessa camada diminui consideravelmente a união do compósito à subestrutura de reforço fibroso.

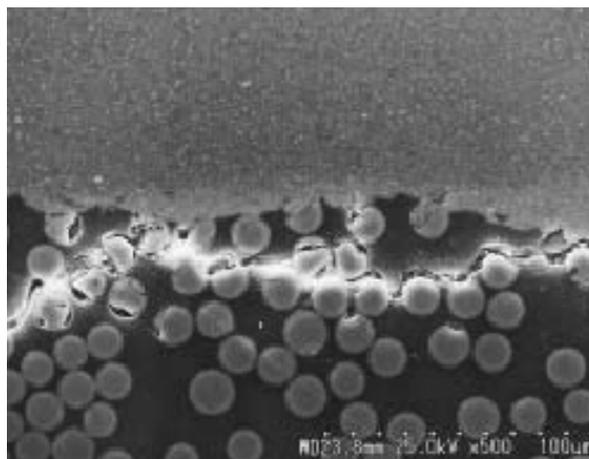
As novas formulações dos polímeros, proporção e distribuição de carga melhoradas, junto aos métodos de cura mais avançados têm contribuído para o desenvolvimento de compósitos de matriz polimérica cada vez melhores (FREILICH *et al.*, 2000).

É importante que durante a fabricação de uma restauração em compósito reforçado por fibras, procure-se evitar aprisionamento de ar entre as camadas do material superficial, aplicadas em etapas, para assegurar maior qualidade estética. A presença de ar entre as camadas inibe a polimerização e enfraquece a estrutura do material (LUTZ & GÖHRING, 2000).

As duas principais propriedades mecânicas de um compósito reforçado por fibra usado para fabricar uma prótese parcial fixa são a resistência e a rigidez (FREILICH *et al.*, 2000). A rigidez está diretamente relacionada ao módulo de elasticidade do material compósito, e juntamente com a resistência depende das propriedades individuais da fibra e da matriz, assim como da fração volumétrica de ambos. Como habitualmente as propriedades da fibra são superiores às da

matriz, logo, é a fração volumétrica da fibra que governará o comportamento do compósito. Sabe-se, porém, que devido à necessidade de todas as fibras estarem totalmente impregnadas, utiliza-se, usualmente, concentrações não superiores a 50% (FREILICH *et al.*, 2000).

Para que todo esse sistema funcione adequadamente, é necessário que a infra-estrutura fibrosa tenha suficiente adesão ao compósito superficial, com o qual se dá a forma adequada aos dentes e obtém-se a estética do trabalho. Caso a adesão entre essas duas estruturas esteja abaixo da necessária, observar-se-á a presença de trincas ao redor da interface compósito particulado/compósito fibroso (NAKAMURA *et al.*, 2003) (Fig. 11).



**Fig. 11** Microscopia eletrônica de varredura da seção transversal de um corpo de prova apresentando trincas na região de interface entre as fibras e o compósito (Targis/Vectris)

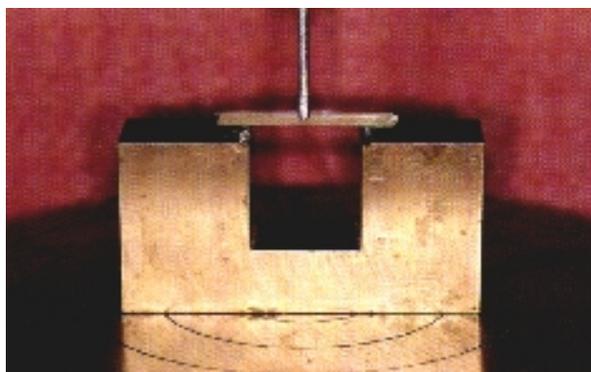
Freilich *et al.*, 2000

VALLITTU (1998b) calculou módulo de elasticidade e resistência à tração de corpos de prova em resina acrílica (metacrilato de polimetila) reforçados por fibras de vidro e obteve valores abaixo dos esperados teoricamente, obtidos a partir de equações matemáticas. O autor citou a

impregnação imprópria das fibras como principal responsável por esse fato.

Através da análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV), VALLITTU (1999b) observou excelente impregnação das fibras de vidro (*Stick*) pela matriz polimérica com concentração das fibras de 27,5% em volume e 44,8% em peso.

Durante seu funcionamento na boca, uma prótese parcial fixa está sujeita à flexão ou dobramento. Por essa razão, costuma-se simular suas condições de trabalho em laboratório a partir de ensaios de resistência à flexão com 3 pontos (Fig. 12), pois é o modelo que mais se assemelha ao funcionamento intra-oral de uma prótese fixa. No entanto, mesmo esse método é incapaz de simular completamente as complexas condições de carregamento que a estrutura recebe durante a mastigação. Por esse motivo, estudos clínicos são essenciais para avaliar o real desempenho das próteses reforçadas por fibras (FREILICH *et al.*, 2002).



**Fig. 12** Dispositivo para teste flexural de 3 pontos

Freilich *et al.*, 2000

A resistência flexural é uma combinação das resistências à compressão, tração e cisalhamento. À medida que aumentam as resistências à tração e compressão, a força necessária para fraturar o material também cresce (JOHN *et al.*, 2001).

ROSENTRITT *et al.* (2000) observaram que a resistência à fratura das próteses foi elevada com o aumento da distância entre os dentes de apoio, respeitando-se, obviamente, os limites do material. Os autores se basearam no fato que a estrutura mais longa pode sofrer maior deformação que uma mais curta, contribuindo assim para uma proteção mecânica das áreas de conexão entre dentes artificiais e de apoio, normalmente mais suscetíveis à fratura.

Por outro lado, NOHRSTRÖM *et al.* (2000) verificaram que quanto maior o vão entre os dentes de apoio, menor foi a carga necessária para fratura da prótese. Afirmaram também que o reforço fibroso ficou mais claro quanto maior foi o vão entre os dentes pilares. Os autores construíram próteses fixas reais e concluíram que quanto maior o espaço entre os apoios, mais altas são as tensões sobre os pânticos e conectores, de forma que a inserção das fibras absorvendo parte dessas tensões garante uma melhora da resistência mais evidente que quando se testa próteses menos extensas.

SONG *et al.* (2003) concluíram que o aumento do vão entre os apoios de uma prótese fixa em compósito reforçado com fibras está relacionado a uma diminuição na resistência à fratura, devendo-se indicar esse material somente para casos clínicos com necessidade de preenchimento de pequenos espaços.

Fadiga e tenacidade à fratura também são propriedades extremamente importantes na previsão do comportamento clínico de uma estrutura reforçada por fibras.

O carregamento em fadiga é definido como a contínua flexão da base durante a função, que leva ao desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensões. Essas, por sua vez tendem a se unir originando fissuras que irão propagar-se, enfraquecendo o material e levando-o a falha (JAGGER *et al.*, 1999; JOHN *et al.*, 2001). É exatamente o que ocorre com uma prótese fixa em função, que sofre deformações cíclicas, cada vez que é exigida, ou seja, sempre que há um esforço mastigatório. Essa repetição de cargas oclusais gera tensões que, após um período de tempo, causarão a fratura da

restauração, mesmo que a resistência estática do material seja suficientemente alta para suportá-las.

A tenacidade à fratura é uma propriedade do material que descreve a resistência inerente do material à fratura em presença de um defeito semelhante a uma trinca (DIETER, 1981), ou seja, a capacidade do mesmo em resistir à propagação de uma trinca. É a quantidade de energia necessária para propagar uma falha superficial ou trinca pré-existente através de um material, causando fratura (JOHNSON *et al.*, 1993).

Através desse ensaio determina-se o valor crítico do fator de intensidade de tensões  $K_{IC}$ , que é uma medida da tenacidade à fratura do material. O valor do  $K_{IC}$  define o nível de intensidade de tensões crítico no qual a fratura catastrófica ocorre. Trata-se de um importante parâmetro de caracterização do material, necessário para a previsão do desempenho mecânico de materiais estruturais (KIM & WATTS, 2004).

É imperativo que se analise a geometria dos corpos de prova antes de quaisquer comparações entre diferentes estudos.

## 2.6 FABRICAÇÃO LABORATORIAL DA PRÓTESE FIXA

A fabricação de uma prótese envolve quatro etapas:

- a) confecção dos *copings* (casquetes),
- b) colocação da barra de reforço principal, que liga os dois pilares,
- c) fabricação da subestrutura completa e
- d) cobertura com o compósito selecionado para dar forma aos dentes.

Inicialmente, é executada uma fina cobertura dos dentes preparados com compósito restaurador opaco, adaptando as margens perfeitamente. Um apoio é preparado sobre cada casquete para garantir a estabilidade das fibras que unirão os pilares e o conjunto é polimerizado (Figs. 13 e 14).



**Fig. 13** Fina camada de compósito opaco adaptada ao modelo de trabalho  
Freilich *et al.*, 2000

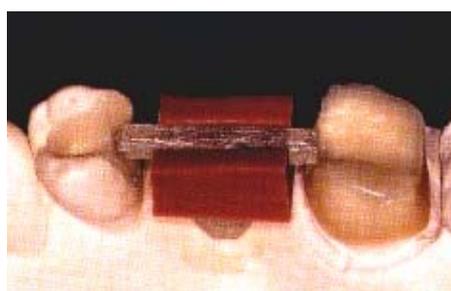


**Fig. 14** Casquetes polimerizados com apoios para receber as fibras  
Freilich *et al.*, 2000

Um conjunto de tiras é unido após molhamento com resina fluida para formar uma barra. A mesma resina é aplicada sobre os casquetes a fim de melhorar a aderência da barra a eles. Utiliza-se uma matriz de silicone para aprisionar as tiras que formam a barra, de modo a condensá-las prevenindo a formação de bolhas e leva-se o modelo de trabalho à unidade polimerizadora (Figs. 15, 16 e 17).



**Fig. 15** Tira única de fibra sendo removida da embalagem  
Freilich *et al.*, 2000



**Fig. 16** União de 5 a 7 tiras de fibra para formar uma barra, a partir de uma matriz de silicone  
Freilich *et al.*, 2000

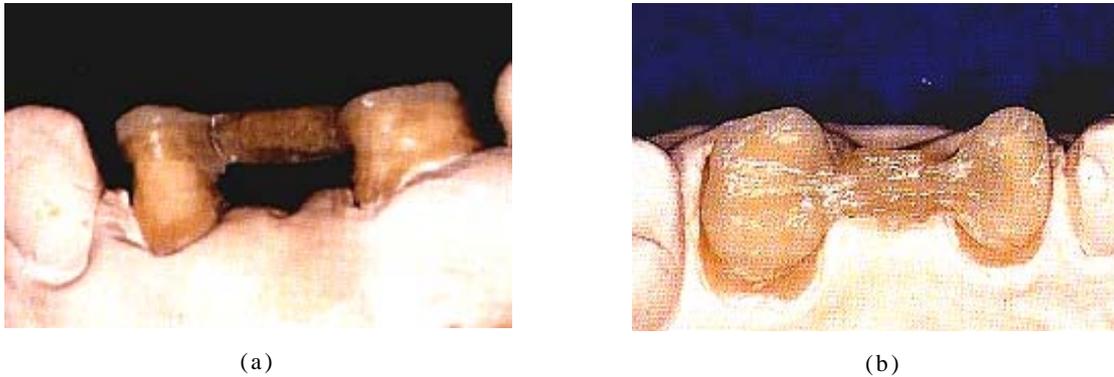


**Fig. 17** Barra fabricada com múltiplas camadas de compósito reforçado por fibras unindo os casquetes dos dois pilares  
Freilich *et al.*, 2000

Em seguida, uma ou duas tiras da fibra são adaptadas na barra e passadas ao redor dos casquetes, realizando uma volta completa. A polimerização é feita com um aparelho manual por segmentos, em etapas. Novas tiras são aderidas às regiões vestibular, lingual, cervical e oclusal da barra, formando uma subestrutura única reforçada (Figs. 18 e 19).



**Fig. 18** Uma tira contínua é aderida a um lado da barra e enrolada ao redor das superfícies axiais dos casquetes enquanto é polimerizada por segmentos  
Freilich *et al.*, 2000



**Fig. 19** Vistas lateral (a) e superior (b) da subestrutura completa, pronta para receber o compósito

Freilich *et al.*, 2000

Por último, o compósito selecionado é aplicado externamente em camadas, executando-se a polimerização após cada incremento. Esse processo permite uma personalização de cores e efeitos, obtendo-se a forma dental adequada com um máximo de estética. BEHR *et al.* (2001), FREILICH *et al.* (2002) e NAKAMURA *et al.* (2003) afirmam que a permanência de uma camada externa de compósito cuja completa polimerização é inibida pelo ar, melhora a adesão da camada do mesmo compósito que será aplicada em seguida, garantindo maior resistência adesiva do conjunto e mantendo a integridade da interface.

Após a polimerização, são realizados o acabamento e o polimento, dando forma final à prótese (Fig. 20).



**Fig. 20** Vistas lateral (a) e superior (b) da prótese fixa pronta, após aplicação do compósito superficial, acabamento e polimento

Freilich *et al.*, 2000

É importante frisar que uma prótese fixa reforçada por fibras poderá apresentar suas bases recobrindo totalmente o dente pilar (preparo extracoronário) ou parcialmente (intracoronário), dependendo das condições de integridade que esses pilares apresentam. VALLITTU e SEVELIUS (2000) provaram que, mesmo os apoios intracoronários podem ser eficientes se devidamente executados, e obtiveram sucesso em 93% das próteses fixas realizadas sobre dentes preparados parcialmente, num período de 2 anos.

### **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 MATERIAIS EMPREGADOS**

Para fabricação dos corpos de prova desse estudo, foram utilizados os materiais descritos na tabela 1.

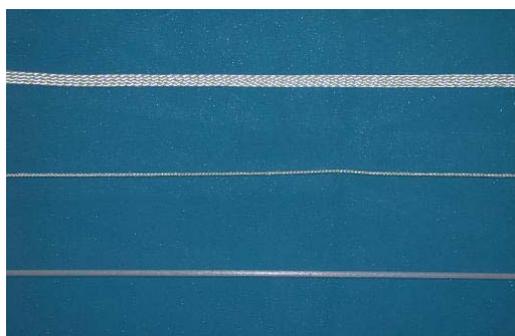
**Tabela 1**  
**Materiais Utilizados**

<b>Material</b>	<b>Tipo</b>	<b>Composição</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Lote</b>
Artglass dentine <sup>®</sup> cor A2	compósito de uso indireto (segunda geração)	matriz de éster metacrílico multifuncional (30% em peso), preenchido com carga de partículas de vidro à base de óxidos de silício, bário e alumínio silanizadas (70% em peso) e fotoiniciadores	Heraeus Kulzer Alemanha	010118 010119
Natural Flow <sup>®</sup> cor A3	compósito de uso direto de consistência fluida	matriz de Bis-GMA, resinas de dimetacrilato, preenchido com carga de partículas de boro, alumínio e silicato de vidro e sílica sintética	DFL Brasil	0403246
Superbar <sup>®</sup>	barra de reforço	fibra de vidro cerâmico coberta por resina	Superdont Brasil	
Superfiber <sup>®</sup>	fibra de reforço	fibras trançadas com 75% de vidro cerâmico e 25% de aramida	Superdont Brasil	
Condicionador de Porcelanas <sup>®</sup>	ácido em consistência de gel	ácido fluorídrico a concentração de 10%	Dentsply Brasil	118298
Magic Bond <sup>®</sup>	adesivo fotopolimerizável, monocomponente	éster de ácido metacrílico, dimetacrilatos, acrilato do ácido fosfínico, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores em uma solução alcoólica	Vigodent Brasil	001-04
Silano <sup>®</sup>	agente de união	silano, etanol e ácido acético	Dentsply Brasil	72010

O compósito *Artglass* foi usado como matriz e a barra e as fibras como componentes de reforço dos corpos de prova. O agente adesivo *Magic Bond* foi aplicado sobre as fibras *Superfiber* para impregná-las antes do seu uso. O compósito fluido *Natural Flow* foi utilizado para preencher pequenos espaços visíveis entre as fibras e o cerômero. O condicionador de porcelanas foi aplicado sobre a barra com cobertura resinosa (*Superbar*) e em seguida, foi pincelado o agente de ligação silano sobre a mesma. Todos esses materiais podem ser observados nas figuras 21 e 22.



**Fig. 21** Materiais usados na fabricação dos corpos de prova



**Fig. 22** Fibras de reforço utilizadas. De cima para baixo: *Superfiber* trançada achatada, *Superfiber* trançada em cordão e *Superbar*.

## 3.2 METODOLOGIA

### 3.2.1 Produção do Material

Foram fabricadas 28 barras no total, com as seguintes dimensões: 16 unidades com 30 mm de comprimento, 4 mm de altura e 4 mm de largura e 12 com 35 mm de comprimento, 8 mm de altura e 4 mm de largura, de acordo com os ensaios a serem realizados. Os corpos de prova foram fabricados no Laboratório RHB Prótese Dentária Ltda. (Rio de Janeiro, Brasil).

O compósito utilizado como matriz foi o *Artglass*, fabricado pela Heraeus Kulzer (Alemanha), em virtude de seu comprovado sucesso clínico e de sua grande aceitação por parte dos mercados odontológicos nacional e internacional. Foram utilizadas fibras de reforço híbridas, compostas por 75% de vidro cerâmico e 25% de aramida, fabricadas pela Superdont (Brasil). Destas, usou-se duas variedades: uma fibra trançada de formato achatado com 2 mm de largura, outra, também trançada, em forma de cordão com secção transversal de 1 mm de diâmetro (*Superfiber*). Usou-se ainda, uma barra semiflexível, também de secção circular com 1 mm de diâmetro, coberta com uma camada de resina, que lhe confere maior rigidez que as demais.

Antes da produção dos corpos de prova, foram confeccionados moldes em silicona industrial (Ultralur Química Ltda., Brasil) a partir de barras de acrílico com as medidas adequadas. Essas barras foram coladas no fundo de um recipiente plano e a silicona, em consistência fluida, aplicada sobre elas. Foi aguardado o tempo de 45 minutos para polimerização completa e em seguida, o bloco de silicona foi removido do recipiente, já apresentando os espaços correspondentes às barras de acrílico (Fig. 23), onde os corpos foram confeccionados posteriormente.



**Fig. 23** Moldes fabricados em silicona industrial para confecção dos corpos de prova

As fibras e barras foram cortadas seguindo o comprimento do corpo a ser fabricado. VALLITTU (1999b) cita que uma das grandes dificuldades em se trabalhar com fibras é cortá-las sem que as pontas esfiapem-se. Para evitar o esfiapamento das fibras trançadas (*Superfiber*), foi aplicada uma gota de adesivo (*Magic Bond*) no ponto de corte e polimerizada por 20 segundos em unidade polimerizadora fabricada pela Kota (Brasil) (Fig, 24). Essa técnica faz com que a área que sofrerá corte fique mais resistente e não sofra esfiapamento.



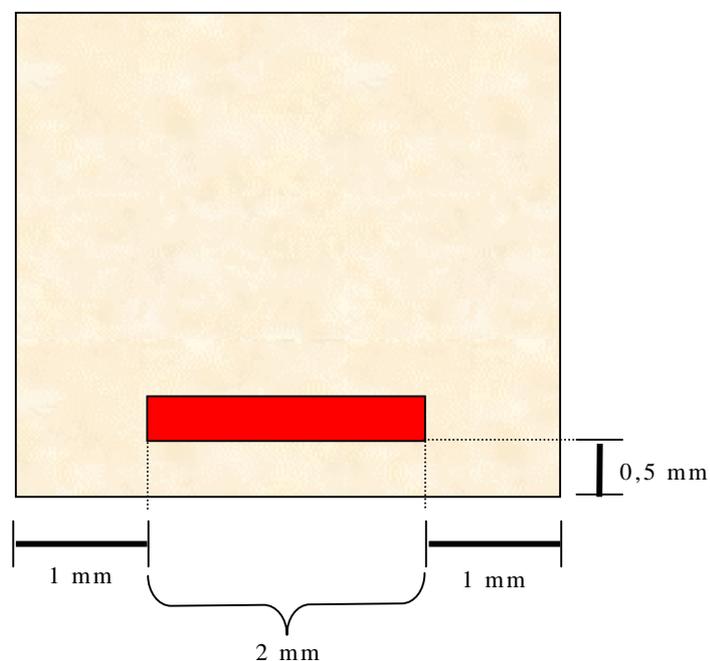
**Fig. 24** Unidade fotopolimerizadora pontual

No caso da barra (*Superbar*), o corte foi feito com um disco diamantado fino.

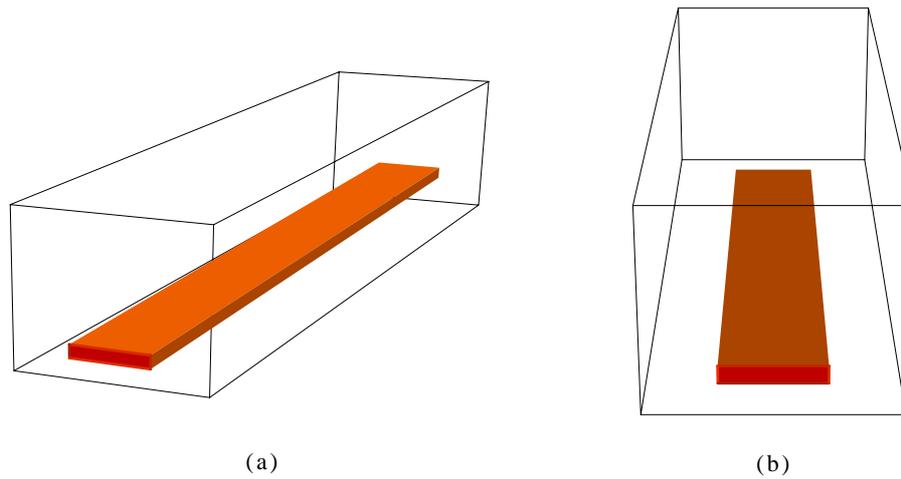
Em seguida, as fibras e barras foram tratadas da seguinte maneira: as fibras foram molhadas com o adesivo (*Magic Bond*) até estarem completamente impregnadas. No caso das barras, foi aplicado ácido fluorídrico em gel a 10% por 1 minuto, seguido de lavagem abundante em água corrente por 30 segundos e secagem com ar comprimido até que elas apresentassem aparência levemente esbranquiçada, conforme orientações do fabricante. Posteriormente, aplicou-se o agente de ligação *Silano* com um pincel.

As fibras e a barra foram distribuídas nos corpos de prova segundo dois arranjos.

Para a produção dos corpos de prova com as dimensões de 30 mm  $\times$  4 mm  $\times$  4 mm, o primeiro arranjo (modelo 1) consistiu na colocação de uma fibra achatada centralizada (Figs. 25 e 26).

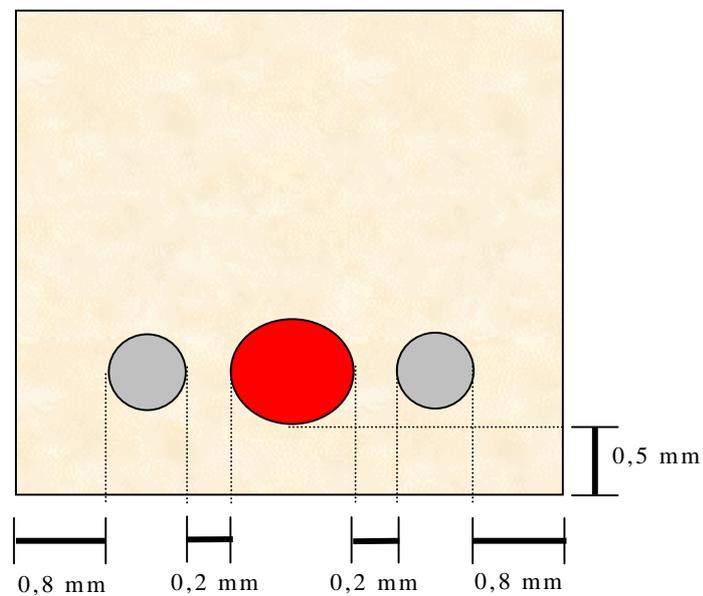


**Fig. 25** Esquema mostrando corpo de prova com fibra achatada posicionada na área de tração em corte transversal (modelo 1)

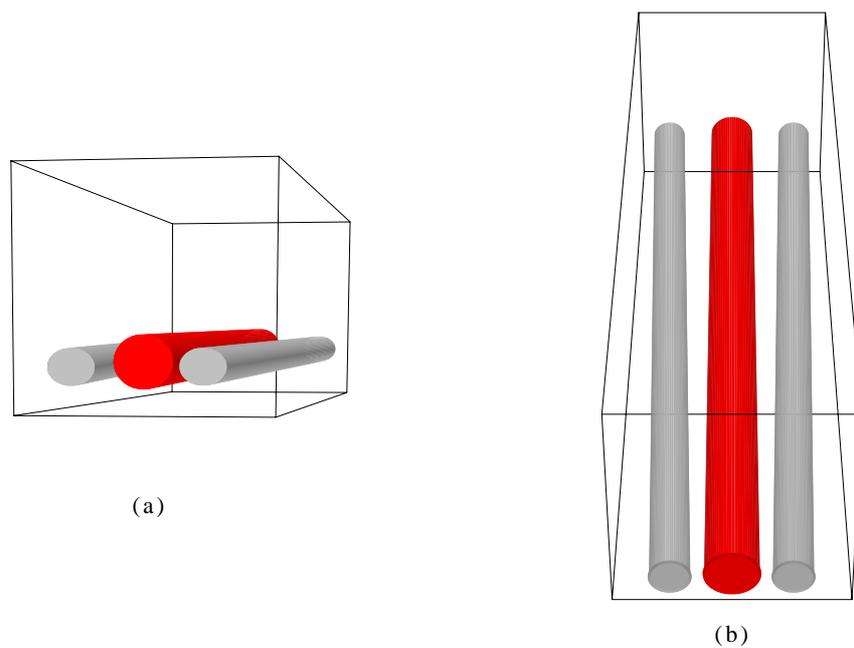


**Fig. 26** Esquema mostrando vistas lateral (a) e superior (b) dos corpos de prova (modelo 1)

No segundo arranjo (modelo 2) foram usadas a barra e as fibras em cordão. A barra foi colocada centralmente com uma fibra de cada lado (Figs. 27 e 28). Todos os elementos de reforço localizaram-se na área trativa do corpo.



**Fig. 27** Esquema mostrando corpo de prova com barra cilíndrica central e fibras em cordão nas laterais em corte transversal (modelo 2)



**Fig. 28** Esquema mostrando vistas lateral (a) e superior (b) do corpo de prova (modelo 2)

Aplicou-se uma fina camada de *Artglass* (cerca de 0,5 mm) sobre a base do molde e colocaram-se as fibras e/ou barras condicionadas sobre esta camada, na área de tração do corpo de prova, conforme o arranjo a ser fabricado (modelo 1 ou 2) (Figs. 29 e 30).



**Fig. 29** Aplicação de *Artglass* e fibra achatada, segundo modelo 1



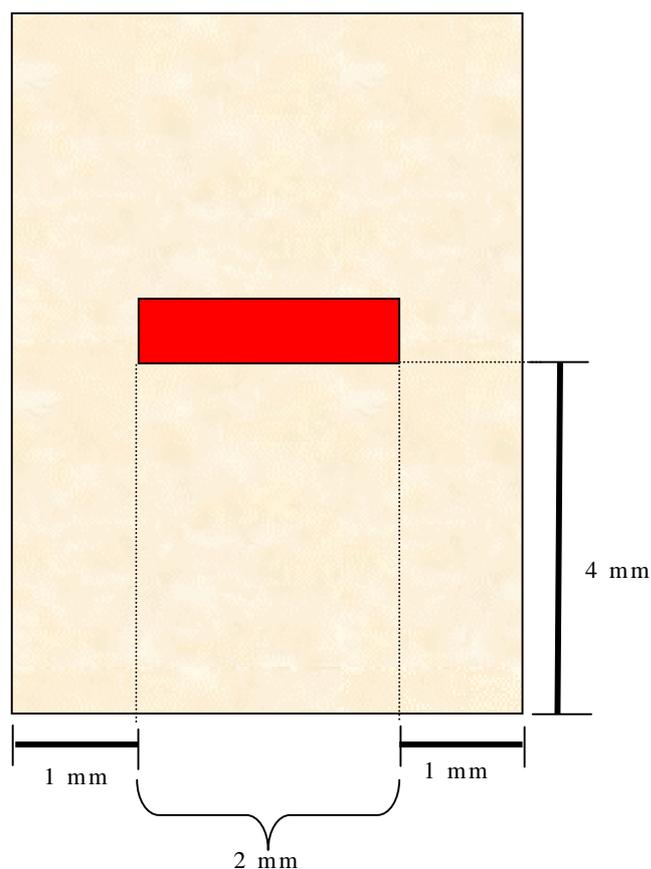
**Fig. 30** Aplicação de *Artglass*, barra e fibras em cordão, segundo modelo 2

O conjunto foi levado à unidade fotopolimerizadora *UniXs* (Fig. 31), fabricada pela Heraeus Kulzer (Alemanha), por 90 segundos. Após essa primeira polimerização, quaisquer espaços vazios visualizados entre fibra e compósito foram devidamente preenchidos com compósito de baixa viscosidade (*Natural Flow*) e polimerizados com o fotopolimerizador pontual. Em seguida, uma nova camada de matriz foi inserida no molde e polimerizada por 90 segundos. Para finalizar, uma terceira camada de *Artglass* foi aplicada e polimerizada por mais 90 segundos. Procurou-se condensar bem o compósito para evitar a inclusão de bolhas. Após essa etapa, a barra foi removida do molde e sofreu nova polimerização, desta vez por 180 segundos, de modo que todas as superfícies estivessem expostas à luz.

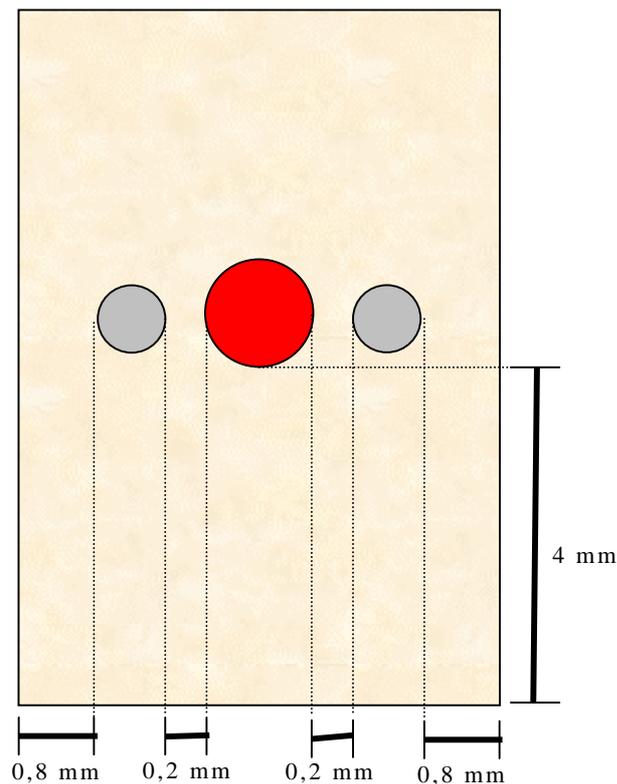


**Fig. 31** Unidade de fotopolimerização UniXs

Para a produção dos corpos com as dimensões de 35 mm × 8 mm × 4 mm, as fibras e barras foram cortadas em unidades de 35 mm e condicionadas da mesma maneira que para os corpos menores, como explicado anteriormente. Como a altura da barra era de 8 mm, foram aplicadas inicialmente duas camadas de *Artglass*, sendo cada uma polimerizada por 90 segundos. A terceira camada foi colocada até a altura de 4 mm e sobre ela foram dispostas as fibras e/ou barras e polimerizadas por 90 segundos, seguindo os arranjos previamente apresentados (Figs. 32 e 33). Mais três camadas individuais de matriz foram colocadas e polimerizadas por 90 segundos até o molde estar completo. Enfim, a barra foi removida do molde e uma nova etapa de polimerização foi executada por 180 segundos.



**Fig. 32** Esquema do corpo de prova com fibra achatada posicionada a 4 mm da base em corte transversal (modelo 1)



**Fig. 33** Esquema do corpo de prova com barra cilíndrica central e fibras em cordão nas laterais posicionadas a 4 mm da base em corte transversal (modelo 2)

Para finalizar, todas as barras receberam acabamento com lixas d'água 400, 600 e 800, nesta ordem, até que fosse obtida uma superfície bastante lisa.

As barras com  $30 \text{ mm} \times 4 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$  foram usadas para caracterização microestrutural do material, ensaios de resistência flexural e de compressão, sendo que para o ensaio de compressão e para caracterização microestrutural, foram seccionadas em comprimentos menores, como será explicado a seguir. Nas barras com  $35 \text{ mm} \times 8 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$  foi feito um entalhe, simulando a presença de um defeito. Esses corpos foram testados quanto à tenacidade à fratura.

A tabela 2 faz um resumo dos ensaios realizados e do número de corpos de prova necessário para cada.

**Tabela 2**  
**Resumo dos Ensaios e Número de Amostras Utilizadas**

<b>Ensaio</b>	<b>Modelo 1</b>	<b>Modelo 2</b>	<b>Dimensões (mm)</b>
Caracterização Microestrutural	2	2	5 x 4 x 4
Resistência à Flexão	6	6	30 x 4 x 4
Resistência à Compressão	4	4	6 x 4 x 4
Tenacidade à Fratura	6	6	35 x 8 x 4
<b>TOTAL</b>	18	18	

### 3.2.2 Caracterização Microestrutural

Foi realizado o exame do material em microscópio ótico a partir de cortes no sentido transversal.

A caracterização macroscópica foi utilizada para verificação do posicionamento das fibras na matriz e análise qualitativa da amostra e a microscópica para análise e cálculo da fração volumétrica de fibras no compósito, além do diâmetro médio, tanto das fibras de vidro quanto das de aramida.

Uma barra de cada modelo foi seccionada transversalmente em pequenos blocos de 5 mm × 4 mm × 4 mm, usando-se o equipamento *Isomet* (Buehler, EUA) com um disco diamantado. Dois blocos de cada modelo foram posicionados dentro de um anel metálico de 30 mm de diâmetro e 15 mm de altura, com as faces contendo as fibras protegidas por fita adesiva de dupla face. Em seguida, resina epóxi em consistência fluida foi vertida sobre cada bloco e deixada polimerizar por 24 horas, de modo que os blocos ficassem completamente embutidos na resina, com exceção da face a ser analisada microscopicamente. Após esse período, foram submetidos a acabamento com lixas d'água 400, 600 e 800 e polimento metalográfico em uma politriz industrial *Prazis APL-4D*, com pasta de polimento metalográfico de 1 µm e ¼ µm e lavados com álcool (Fig. 34).



**Fig. 34** Amostras dos modelos 1 e 2 seccionados transversalmente embutidos em resina epóxi

Em seguida, as duas amostras de cada modelo foram examinadas no microscópio ótico *Olympus* (Japão) modelo BX60M. Cada amostra foi observada em toda a sua área sob aumento de 50X. Algumas regiões específicas foram analisadas de maneira mais detalhada, sob aumentos de 100X, 200X e 500X. As melhores imagens foram fotografadas no formato JPEG, por intermédio de uma máquina *CCD-IRIS* (Sony, Japão) acoplada ao microscópio e do programa *Snappy*, e tratadas com os programas *Photo Editor* e *PhotoShop 5.0*.

### **3.2.2.1 Caracterização Macroscópica**

Utilizando-se aumento de 50X, foi analisada qualitativamente a distribuição e a posição das fibras em relação à base da amostra.

### **3.2.2.2 Caracterização Microscópica Qualitativa**

Primeiramente, a região da matriz foi observada quanto à homogeneidade da distribuição das partículas e presença de bolhas sob aumentos de 100X e 200X. A região fibrosa foi analisada quanto à forma, distribuição e material (vidro ou aramida) das fibras. Foi dada bastante atenção à interface fibra/matriz, no que diz respeito à sua integridade e continuidade.

### 3.2.2.3 Caracterização Microscópica Quantitativa

Os objetivos desta análise foram calcular o diâmetro médio das fibras de vidro e aramida utilizadas e a fração volumétrica dessas nas regiões avaliadas. De posse desses dados, pôde-se comparar os valores e verificar se houve diferenças estatisticamente significativas entre tais materiais.

Para executar as análises citadas, foram escolhidas seis imagens em cortes transversais, obtidas através de microscópio ótico sob aumento de 500X de cada fibra (vidro e aramida) separadamente. Utilizando-se o programa *Image Pro Plus*, as imagens foram segmentadas, de modo que todas as fibras de aramida ficaram com coloração escura e a área de matriz ficou branca. No caso das fibras de vidro, a proximidade entre elas e a coloração acinzentada muito semelhante à da matriz impediram que o programa fizesse a individualização automaticamente. Foi necessário, então, executar a separação das fibras manualmente através das ferramentas disponíveis pelo aplicativo. Cada fibra foi contornada individualmente, evitando áreas de interseção. Após essa etapa, o programa foi capaz de calcular os diâmetros máximos, mínimos e médios de cada fibra individualmente, assim como a fração volumétrica presente de fibras. Todas as fibras que se encontravam cortadas nas bordas das imagens e portanto não puderam ter seus diâmetros calculados corretamente, foram eliminadas do cálculo do diâmetro médio, mas não do cálculo de fração volumétrica.

Foram usadas imagens relativas às fibras do modelo 1, pois as fibras do modelo 2 encontravam-se sobrepostas umas às outras, em virtude do seu trançado em cordão, tornando-se bastante complicada a sua segmentação. Como os filamentos usados para sua confecção foram iguais aos usados na fabricação das fibras achatadas do modelo 1, supõe-se que os mesmos resultados vistos para o modelo 1 seriam descritos para as fibras do modelo 2.

### 3.2.3 Resistência à Compressão

Neste ensaio um corpo é colocado sob ação de uma carga que tende a comprimi-lo ou encurtá-lo. Através dele, pode-se determinar o módulo de elasticidade em compressão e a tensão de fratura em compressão.

Para a realização dos ensaios de resistência à compressão, as barras foram cortadas em 4 pequenos blocos de 6 mm × 4 mm × 4 mm, usando-se o equipamento *Isomet* com um disco diamantado. Todas as arestas foram arredondadas com uso de lixa d'água 600.

Os corpos de prova foram posicionados sobre uma base plana, com a região reforçada pelas fibras servindo como base inferior. Essa característica tornou esse ensaio diferente dos testes padrão de compressão, pois a referida posição do corpo fez com que a largura fosse maior que a altura. Sobre a parte superior da barra foi aplicada carga, com velocidade do travessão do dispositivo de ensaios de 1 mm/min. A temperatura do ambiente era de 22° C e a umidade do ar 50%.

Os ensaios foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos universal *Instron* (Instron, EUA), modelo 4204, seguindo a norma ANSI/ADA nº 27 – 1993, especificação A2.2.1.2.

Foram obtidos os valores de carga máxima de fratura, em Newtons e deslocamento, em milímetros, com os quais foi possível calcular a resistência à compressão e o módulo de elasticidade em compressão.

A resistência à compressão (tensão de fratura em compressão) foi calculada a partir da seguinte fórmula (CALLISTER, 2002):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad , \text{ onde:}$$

$\sigma$  = resistência à compressão, em N/mm<sup>2</sup> (MPa)

$F$  = carga máxima aplicada (N)

$A$  = área útil da secção transversal do corpo de prova (mm<sup>2</sup>)

Outra importante propriedade mecânica calculada foi o módulo de elasticidade em compressão, que fornece uma medida da rigidez do material durante o regime elástico de deformação. Para calculá-lo, foi necessário inicialmente obter os valores de deformação e tensão relativos ao primeiro pico de cada gráfico:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{\Delta \mathbf{l}}{\mathbf{l}_0} \quad , \text{ onde}$$

$\boldsymbol{\varepsilon}$  = deformação em compressão

$\Delta \mathbf{l}$  = deslocamento (comprimento final menos o inicial (mm))

$\mathbf{l}_0$  = comprimento inicial do corpo de prova (mm)

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{\mathbf{F}}{\mathbf{A}} \quad , \text{ onde:}$$

$\boldsymbol{\sigma}$  = resistência à compressão, em N/mm<sup>2</sup> (MPa)

$\mathbf{F}$  = carga máxima aplicada (N)

$\mathbf{A}$  = área útil da secção transversal do corpo de prova (mm<sup>2</sup>)

$$\mathbf{E} = \frac{\boldsymbol{\sigma}}{\boldsymbol{\varepsilon}} \quad , \text{ onde:}$$

$\mathbf{E}$  = módulo de elasticidade (MPa)

$\boldsymbol{\sigma}$  = resistência à compressão (MPa)

$\boldsymbol{\varepsilon}$  = deformação

Depois de calculados, os valores dos módulos de elasticidade foram multiplicados por  $10^{-3}$ , passando suas unidades para GPa.

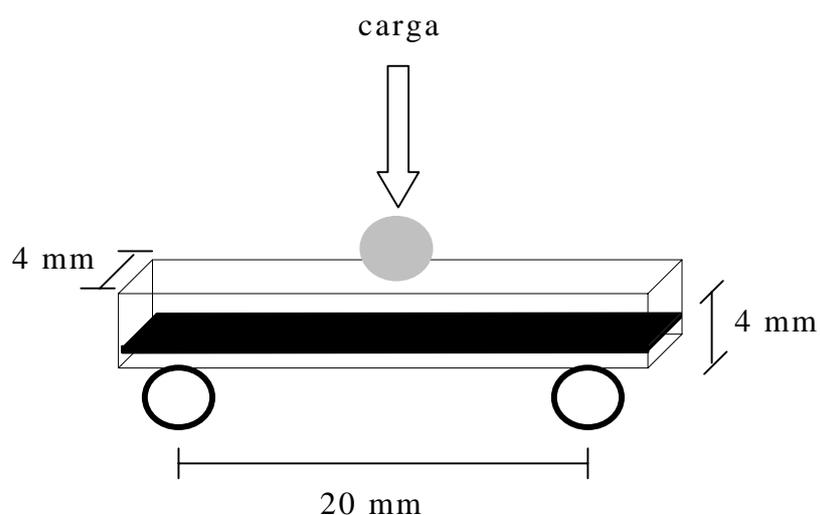
### 3.2.4 Resistência à Flexão

Através deste ensaio é possível determinar qual a máxima deflexão que o material pode suportar, além da resistência flexural do material e módulo de elasticidade em flexão.

Este ensaio é de grande importância porque quando recebem carga na boca durante a mastigação, as próteses parciais fixas sofrem carregamento do tipo dobramento em três pontos.

Os testes foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos universal *Instron* modelo 4204, seguindo a norma ANSI/ADA n° 27 – 1993, especificação 7.8.1.1.

Durante os ensaios de flexão, os corpos foram posicionados sobre os suportes com distância de 20 mm entre os centros de cada suporte. O ensaio foi executado com velocidade do travessão da máquina de 1 mm/min. A temperatura do ambiente era de 22° C e a umidade do ar 50% (Fig. 35).



**Fig. 35** Esquema mostrando posição e medidas do corpo de prova durante ensaio de flexão

Foram obtidos os valores de carga máxima em fratura, em Newtons, e de deslocamento, em milímetros.

A partir dos valores registrados nos ensaios, calculou-se a resistência à flexão dos corpos de prova da seguinte forma (ELLAKWA *et al.*, 2001b):

$$\sigma = \frac{3PI}{2bd^2} \quad , \text{ onde:}$$

$\sigma$  = resistência à flexão (N/mm<sup>2</sup> ou MPa)

$P$  = carga máxima no ponto de fratura (N)

$I$  = distância entre os suportes (mm)

$b$  = largura do corpo de prova (mm)

$d$  = altura do corpo de prova (mm)

Obtiveram-se os valores de resistência flexural para o primeiro pico da curva carga *versus* deslocamento e em relação à carga máxima que os materiais puderam suportar.

A partir dos dados de deslocamento e distância entre os suportes, mediu-se a deflexão para cada corpo de prova, da seguinte maneira:

$$D = \frac{D}{I} \quad , \text{ onde:}$$

$D$  = deflexão

$d$  = deslocamento (mm)

$I$  = distância entre os suportes (mm)

No cálculo de deflexão, foi levado em conta o deslocamento correspondente ao primeiro pico da curva carga *versus* deslocamento, no

ponto de falha inicial, e não o deslocamento total do travessão da máquina de ensaios até o fim do teste.

Através dos valores do coeficiente angular da porção linear da curva carga *versus* deslocamento, distância entre os suportes, largura e altura dos corpos de prova, foi calculado o módulo de elasticidade em flexão com a seguinte equação (ELLAKWA *et al.*, 2001b):

$$E = \frac{SI^3}{4bd^3}, \text{ onde:}$$

**E** = módulo de elasticidade em flexão (MPa)

**S** = coeficiente angular da porção linear da curva carga *versus* deslocamento (N/mm)

**I** = distância entre os suportes (mm)

**b** = largura do corpo de prova (mm)

**d** = altura do corpo de prova (mm)

Depois de calculados, os valores dos módulos de elasticidade em flexão foram multiplicados por  $10^{-3}$ , passando suas unidades para GPa.

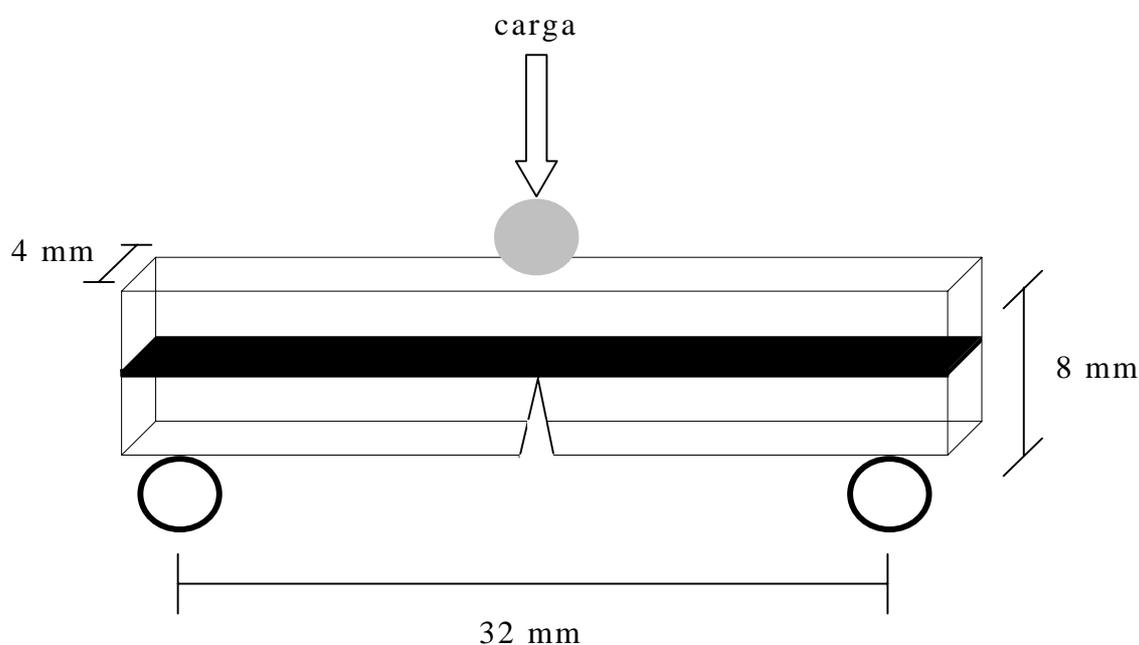
### 3.2.5 Tenacidade à Fratura

Tenacidade à fratura é a capacidade do material em resistir à propagação de uma trinca (HAMZA *et al.*, 2004).

Em cada barra foi feito um entalhe com disco diamantado extra-fino na porção central da base inferior do corpo, perpendicularmente à fibra, simulando a existência de uma trinca, de maneira que a fibra não fosse atingida. Para isso, foi utilizado um dispositivo em acrílico que limita o corte até o comprimento desejado. Seguindo a norma E 399-99 da ASTM, o entalhe foi limitado a 3,9 mm de comprimento, pois de acordo com a mesma, o entalhe deve ter 0,45 a 0,55 da altura da amostra. Os ensaios foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos universal *Instron* modelo 4204.

Durante os ensaios de tenacidade, os corpos foram posicionados sobre os suportes com distância de 32 mm entre os centros de cada suporte. A carga foi aplicada no centro das barras com velocidade do travessão de 1 mm/min. A temperatura do ambiente era de 21° C e a umidade do ar 50%.

Os corpos foram posicionados de modo que a base do entalhe ficasse direcionada para a porção inferior do dispositivo, como se fosse uma trinca iniciada na região de tração (Fig. 36).



**Fig. 36** Esquema mostrando posição e medidas do corpo de prova durante ensaio de tenacidade à fratura

É importante frisar que os ensaios não puderam ser executados rigorosamente dentro da norma citada, em função das dimensões e da fragilidade do material testado. De acordo com a norma ASTM E 399-99, deve-se usar um extensômetro para medir a abertura das faces da trinca e esse valor é registrado no eixo horizontal da curva. No presente estudo,

os valores representados no eixo X correspondem ao deslocamento do travessão do dispositivo de ensaios. No eixo vertical (Y), como proposto pela norma, é registrada a carga aplicada. Em virtude dessas pequenas alterações, obteve-se um K efetivo ( $K_C$ ) que, apesar de não seguir estritamente a norma, permite a comparação direta dos resultados para os dois modelos. A mesma metodologia foi usada por MANHART *et al.*(2000).

Após obtenção dos dados de carga aplicada e deslocamento do travessão do dispositivo de ensaios, determinou-se um valor crítico efetivo do fator de intensidade de tensões,  $K_C$ , com a seguinte fórmula:

$$K_C = \frac{PS}{BW^{3/2}} \cdot f(a/W) \quad , \text{ onde:}$$

$K_C$  = tenacidade à fratura ( $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ )

$P$  = carga (N)

$S$  = distância entre os suportes (mm)

$B$  = espessura do corpo de prova (mm)

$W$  = altura da amostra (mm)

$a$  = comprimento do entalhe (mm)

$f(a/W)$  = função da razão ( $a/W$ ), cuja fórmula para cálculo encontra-se na norma utilizada

### 3.2.6 Análise Estatística

Primeiramente, calculou-se as médias para o número de amostras obtidas em cada ensaio, além do desvio padrão. Em seguida, obteve-se o coeficiente de variação, que permite avaliação e comparação porcentual da variabilidade dos resultados.

Posteriormente, foi feita a comparação entre as médias obtidas para os corpos de prova dos modelos 1 e 2 para cada item avaliado. Utilizou-se o teste F para comparação de variâncias e em seqüência, o

teste  $t$  de Student para comparação de médias, sendo as variâncias equivalentes ou não. O nível de significância para ambos foi de 95%.

Como outra forma de leitura das comparações, foi calculado o valor- $p$ , que caracterizou diferença significativa sempre que ficou abaixo de 0,05.

Todas as análises foram feitas com o aplicativo *Excel* (Microsoft, EUA).

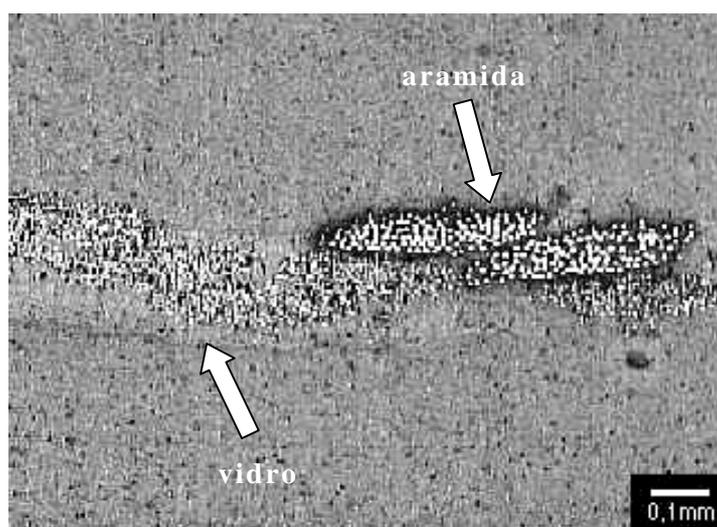
## 4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 CARACTERIZAÇÃO ESTRUTURAL

#### 4.1.1 Caracterização Estrutural Macroscópica

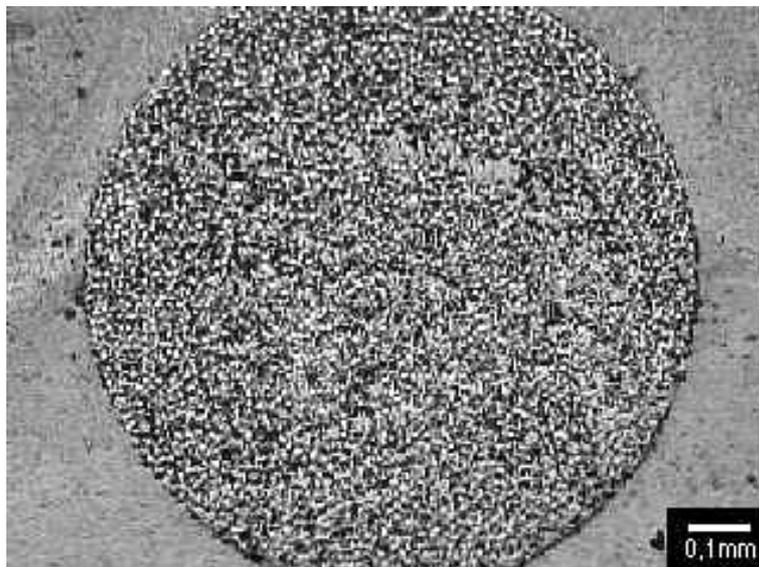
Sob aumento de 50X, pôde-se confirmar a presença das fibras na área de tração do corpo de prova, conforme os objetivos do trabalho, tanto para o modelo 1 como para o modelo 2.

Na análise das amostras do modelo 1, no qual foi usada somente a fibra achatada, observou-se uma clara distinção entre as fibras de vidro e de aramida (Fig. 37), com concentração visivelmente maior das de vidro.



**Fig. 37** Micrografia da estrutura de amostra do modelo 1 mostrando a fibra achatada e a matriz de *Artglass* (aumento de 50X)

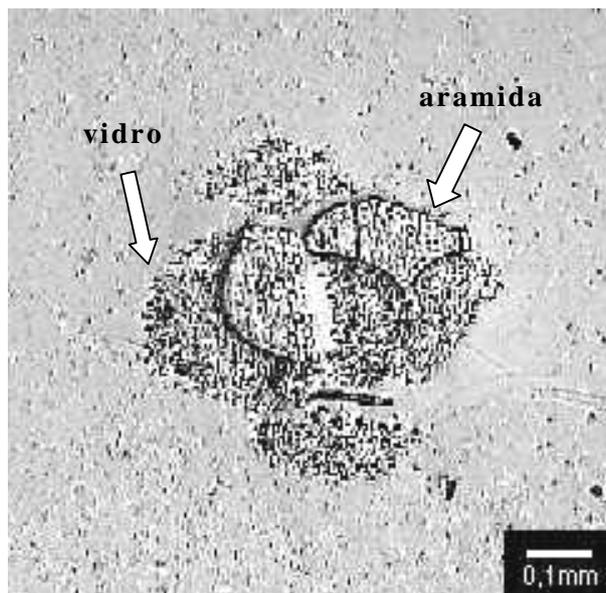
Em relação ao modelo 2, foi verificado o aspecto bastante diferente entre a fibra em cordão e a barra. A barra apresentou aspecto bastante regular, devido ao confinamento das fibras proporcionado pela resina. A distribuição pareceu ser bem homogênea, com pouquíssimas regiões apresentando espaços vazios (Fig. 38).



**Fig. 38** Aspecto da barra com circunferência extremamente regular devido à cobertura resinosa (aumento de 50X)

As fibras em formato de cordão possuem formato arredondado levemente irregular, podendo-se distinguir claramente a região de separação entre fibras de vidro e aramida, mesmo em baixo aumento (Fig. 39). É provável que tenha havido penetração do adesivo (*Magic Bond*) e do compósito fluido (*Natural Flow*) pelo trançado dos filamentos.

As fibras laterais estiveram no mesmo nível em relação à base da amostra e afastadas da barra central, como havia sido projetado.

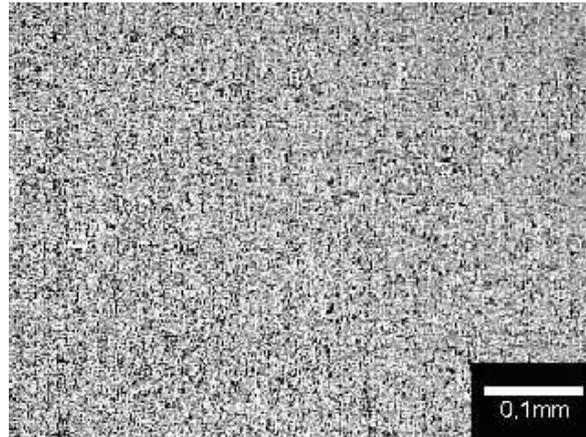


**Fig. 39** Fibra lateral trançada em forma de cordão (aumento de 50X)

## 4.1.2 Caracterização Microscópica Qualitativa

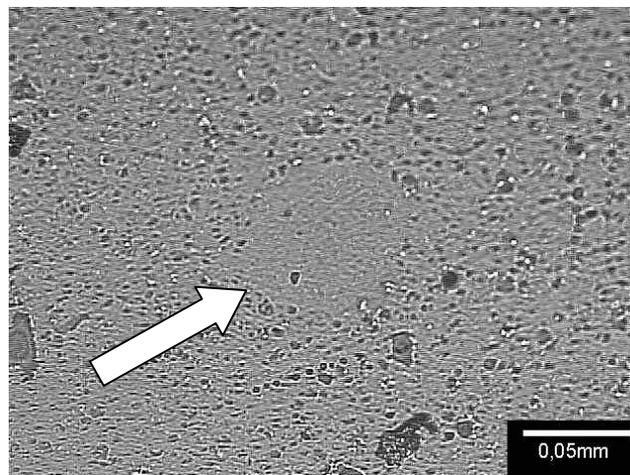
### 4.1.2.1 Matriz

Nos dois modelos, a matriz foi preenchida pelo compósito dental *Artglass*, cuja composição foi descrita previamente. Sob aumento de 100X, observou-se uma aparente homogeneidade na presença e distribuição das partículas de carga (Fig. 40).



**Fig. 40** Matriz de *Artglass* com distribuição de partículas aparentemente uniforme (aumento de 100X)

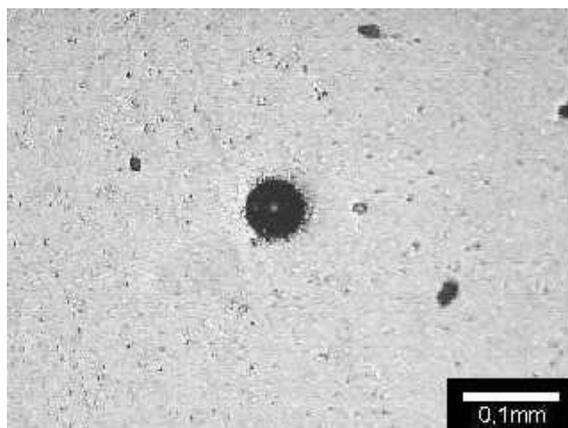
Sob aumento de 200X foi possível observar pequena região com poucas partículas presentes, como assinalado na figura 41.



**Fig. 41** Matriz de *Artglass* com área de distribuição irregular de partículas (aumento de 200X)

Apesar das amostras terem sido fabricadas com extrema cautela, ainda assim algumas bolhas foram incorporadas à matriz. Trata-se de regiões onde certamente haverá um enfraquecimento do material e, caso

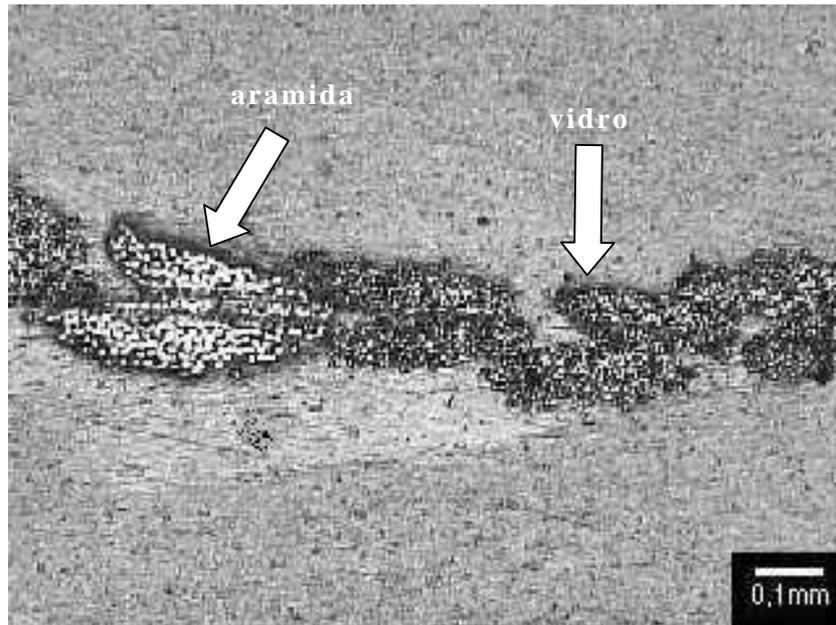
essas bolhas estejam distribuídas exageradamente pela amostra, poderão vir a causar uma piora expressiva nas propriedades mecânicas do compósito. A alta concentração de partículas no compósito (70% segundo o fabricante) pode ser a causa da inclusão de bolhas, pois torna o material extremamente viscoso, o que requer uma vigorosa manipulação (Fig. 42).



**Fig. 42** Presença de bolha na matriz de *Artglass* (aumento de 100X)

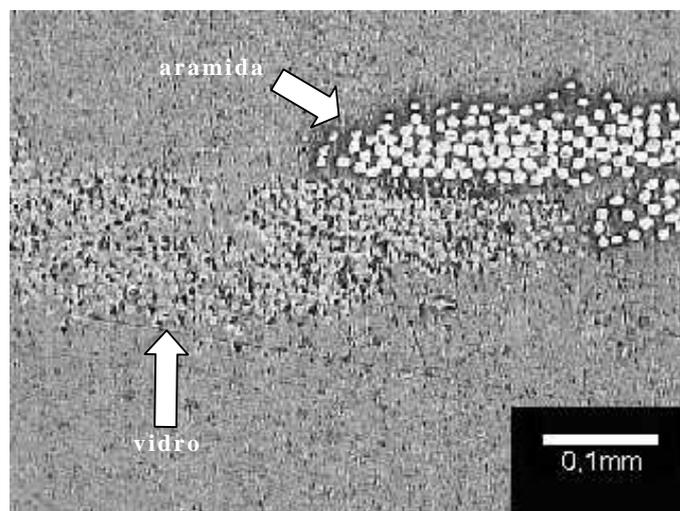
#### 4.1.2.2 Fibras

Em relação ao modelo 1, foi possível diferenciar, mesmo em pequeno aumento (50X), as fibras de vidro das de aramida. As fibras de vidro apresentaram coloração acinzentada e reflexos da iluminação do microscópio quando em maior aumento. Já as de aramida mostraram-se bastante claras (Fig. 43).

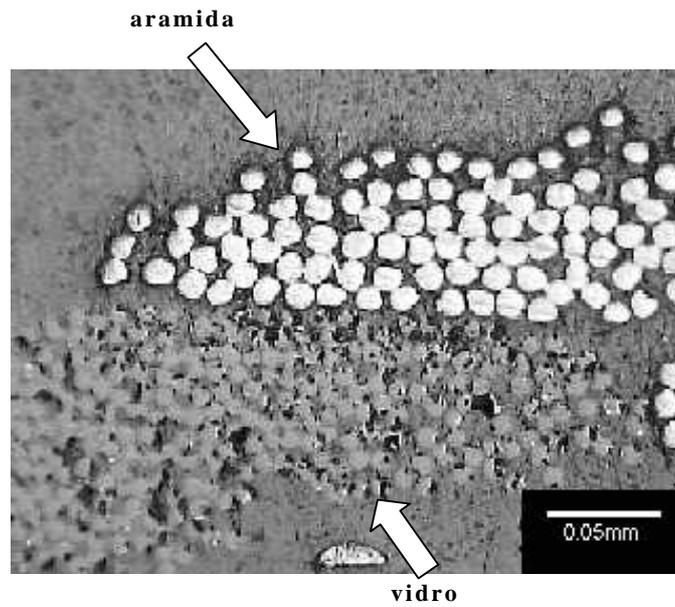


**Fig. 43** Imagem da região de fibras do modelo 1 apresentando diferença de coloração entre elas (aumento de 50X)

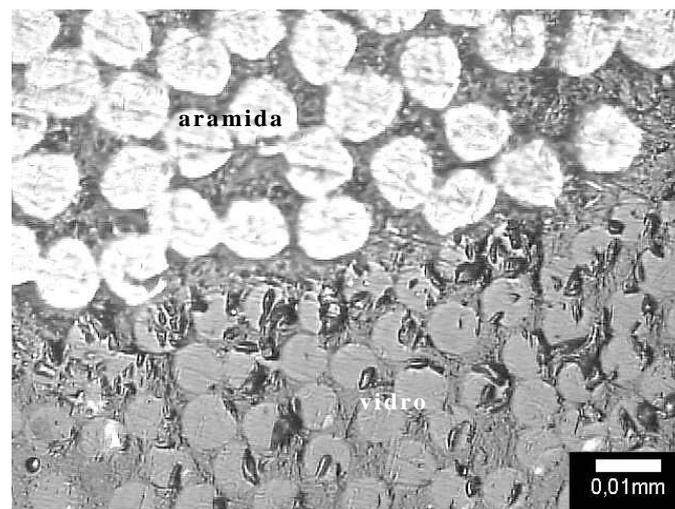
Quanto à forma, ambas são arredondadas, sendo que as de vidro são um pouco mais regulares. Aparentemente, as fibras de aramida possuem maior diâmetro, o que será corretamente calculado na análise quantitativa (Fig. 44).



(a)



(b)



(c)

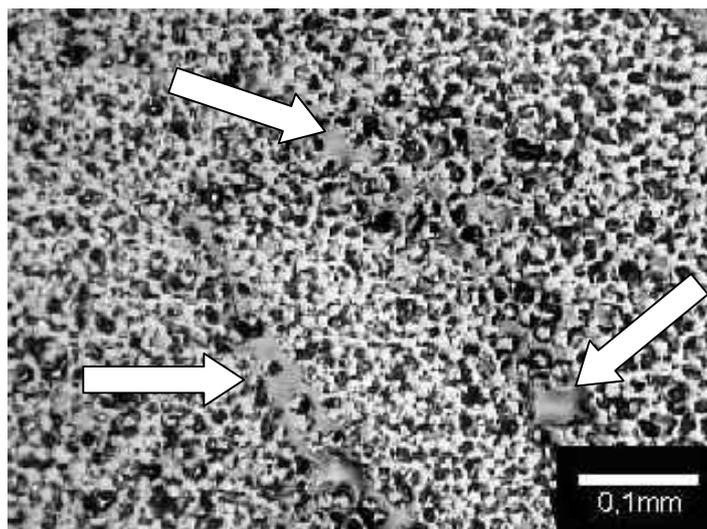
**Fig. 44** Imagens da região das fibras de vidro e aramida (aumento de 100X (a), 200X (b) e 500X (c), respectivamente)

Após observação de toda a extensão da fibra sob aumento de 50X, foi possível verificar visualmente que as fibras de vidro estão em concentração bem superior às de aramida.

Quanto à interface fibra/matriz, não foram vistas irregularidades ou áreas não preenchidas pela matriz, o que caracteriza uma boa impregnação das fibras pelo *Artglass*, possivelmente possibilitada pelo pré-condicionamento com o adesivo *Magic Bond* e pela aplicação do compósito fluido (*Natural Flow*).

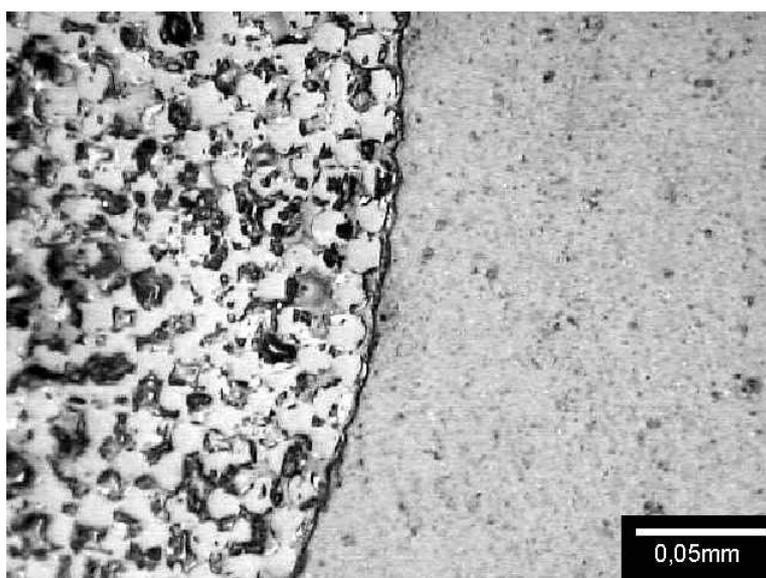
Em virtude da orientação em trança da fibra, pôde-se visualizar regiões em que os filamentos estão mais próximos e outras nas quais eles estão mais afastados, porém, cujos espaços estão preenchidos pelo compósito dental. Mesmo nos menores espaços entre filamentos parece ter havido preenchimento, provavelmente do agente adesivo (*Magic Bond*) e/ou do compósito fluido (*Natural Flow*), aplicada em pouquíssima quantidade em regiões onde era possível ver ausência de contato entre a fibra e o *Artglass* após a primeira etapa de polimerização.

Em relação ao modelo 2, os dois tipos de reforço devem ser estudados individualmente. Primeiramente, a barra central, que consiste em fibras de vidro cobertas com uma camada de resina. Sob pequeno aumento (50X) visualiza-se quase toda a barra e pôde-se perceber que a cobertura resinosa lhe garante um contorno arredondado praticamente perfeito, como mostrado anteriormente. Sob maior aumento, verifica-se áreas repletas de fibras e outras, em menor quantidade, com a presença de alguns vazios (Fig. 45). Nesse caso, não há penetração do material da matriz nem do adesivo, pois as fibras estão protegidas pela camada de resina superficial. As fibras também são arredondadas.



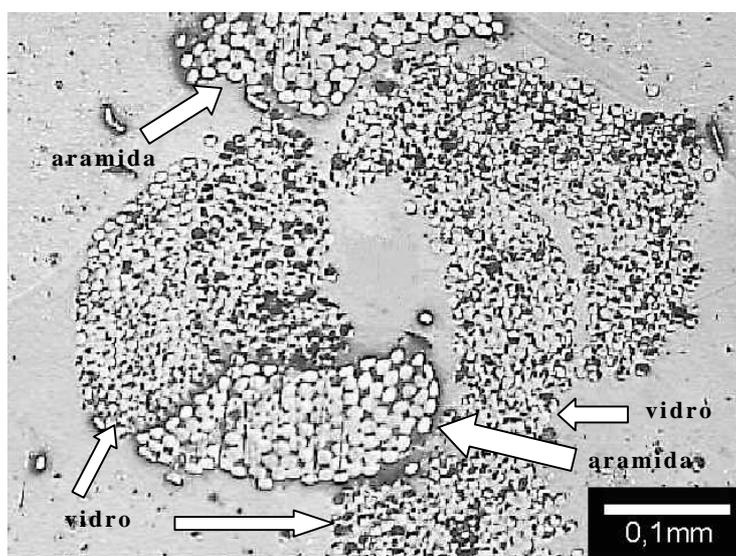
**Fig. 45** Fibra central com pequenos espaços vazios no interior (aumento de 100X)

Na maior parte da circunferência da barra, parece ter havido boa interação entre a barra e o *Artglass*, sem falhas na interface, como bolhas ou descontinuidades. Acredita-se que o tratamento da barra com ácido fluorídrico a 10% e aplicação de silano tenham desempenhado papel fundamental para esse resultado (Fig. 46).



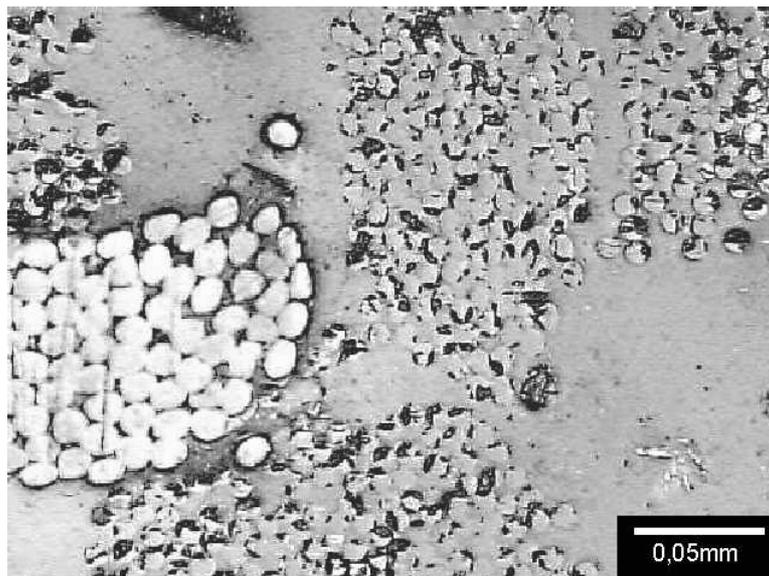
**Fig. 46** Interface fibra/matriz aparentemente sem falhas (aumento de 200X)

Quanto às fibras trançadas em forma de cordão, localizadas lateralmente às centrais, verificaram-se várias semelhanças com as fibras achatadas do modelo 1. Observou-se a evidente diferença de coloração entre as fibras de vidro, acinzentadas, e as de aramida, claras. Da mesma forma que no modelo 1, as fibras de vidro aparecem em maior quantidade que as de aramida, conforme informado pelo fabricante (Fig. 47).



**Fig. 47** Imagem mostrando fibra em cordão do modelo 2 com clara distinção entre fibras de vidro e aramida (aumento de 100X)

Uma característica importante que se pôde ver nas fotografias é o fato de que há pouquíssimas partículas de carga na região da matriz mais próxima à fibra e naquela que preenche a porção interna entre os filamentos. A explicação mais provável para esse fato foi o uso do adesivo *Magic Bond* para impregnação das fibras e do compósito de alta fluidez *Natural Flow*, com baixíssima concentração de carga, usada para preencher o pequeno espaço entre as fibras laterais e a barra central (Fig. 48).



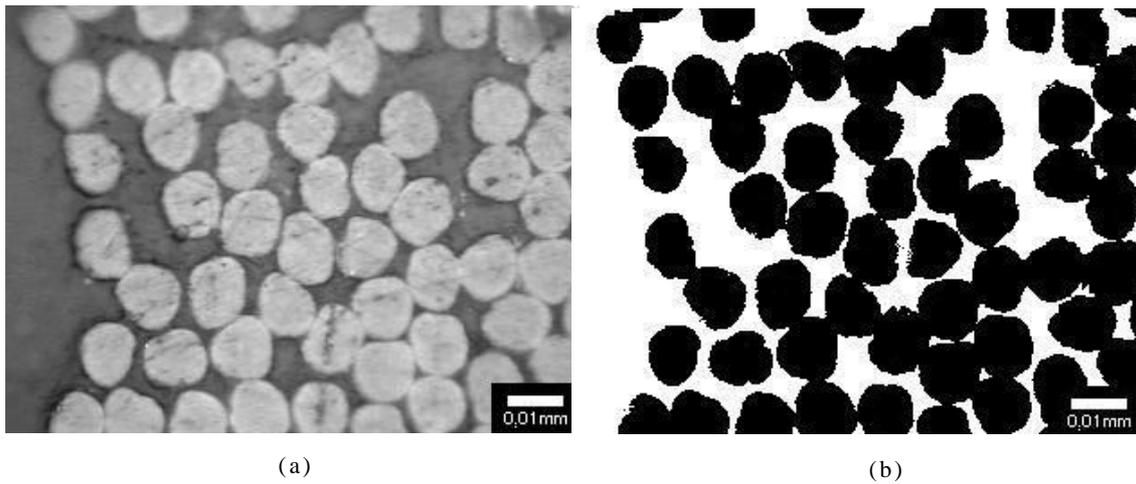
**Fig. 48** Preenchimento com compósito fluido *Natural Flow* entre as fibras, com baixíssima concentração de partículas (aumento de 200X)

Mais uma vez, a interface fibra/matriz pareceu bastante favorável, com boa integração entre os materiais e ausência de bolhas.

Sob aumento de 500X, é possível verificar certa irregularidade na distribuição das fibras, como foi observado também por BEHR *et al.* (2000), ao trabalharem com dois tipos de fibras de vidro, uma de adaptação manual (*FibreKor*) e outro cujo processamento se dá sob vácuo e alta pressão (*Vectris*).

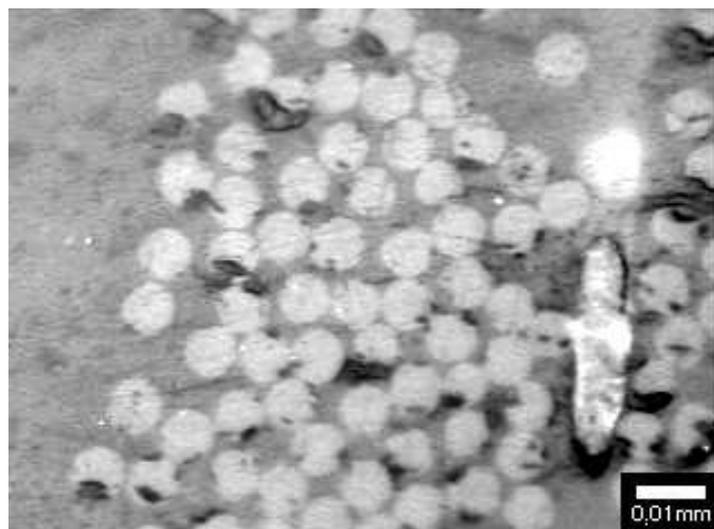
#### **4.1.3 Caracterização Microscópica Quantitativa**

Após os tratamentos citados na metodologia, obteve-se as imagens segmentadas para as fibras de aramida (Fig. 49).



**Fig. 49** Imagem da mesma região de fibras de aramida do modelo 1 antes (a) e após segmentação com o aplicativo *Image Pro Plus* (b) (aumento de 500X)

Conforme explicado anteriormente, as fibras de vidro foram individualizadas manualmente, não havendo necessidade de alteração de cores (Fig. 50).



**Fig. 50** Exemplo de imagem de fibras de vidro utilizada para caracterização quantitativa (aumento de 500X)

Conforme observado visualmente, as fibras de aramida não possuem formato circular tão regular como as fibras de vidro.

A tabela 3 resume os resultados obtidos após análise das imagens trabalhadas.

**Tabela 3**  
Resultados das Análise de Imagens

	Grupo	Média	Desvio Padrão	Valor-p	Coefficiente de Variação
Diâmetro das fibras ( $\mu\text{m}$ )	Aramida	10,21	0,2	0,000005*	1,96
	Vidro	6,79	0,93		13,70
Fração Volumétrica (%)	Aramida	43,25	9,51	0,13	21,99
	Vidro	33,47	10,76		32,15

\* diferença significativa ( $\alpha = 0,05$ )

Em relação ao diâmetro médio, obteve-se um valor de 10,21  $\mu\text{m}$  para as fibras de aramida, com pouquíssima variação entre as seis imagens usadas. Já as fibras de vidro apresentaram diâmetro médio de 6,79  $\mu\text{m}$ , porém houve uma maior variabilidade entre as amostras. Foi observada diferença significativa entre os diâmetros médios (valor-p= 0,000005).

As fibras de vidro, aramida (*Kevlar*) e *nylon* usadas por JOHN *et al.* (2001) possuíam espessura de 10  $\mu\text{m}$  a 15  $\mu\text{m}$ .

ELLAKWA *et al.* (2002a) citaram que as fibras de vidro (*Stick tech*), aramida (*Fibreflex*) e polietileno (*Connect*) utilizadas em seu estudo apresentaram diâmetros médios de 16,2  $\mu\text{m}$ , 11,2  $\mu\text{m}$  e 34,2  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

SPYRIDES (2003) utilizou fibras de vidro e polietileno com diâmetros médios de 4  $\mu\text{m}$  e 23,6  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

Quanto à fração volumétrica, analisou-se somente a região observada e não o compósito como um todo, pois não havia meio de

separar totalmente as fibras híbridas da matriz polimérica. Logo, trata-se apenas de um valor comparativo para este trabalho, mas que não deve ser confrontado com pesquisas nas quais se conseguiu separar, por meios químicos ou físicos, a matriz das fibras.

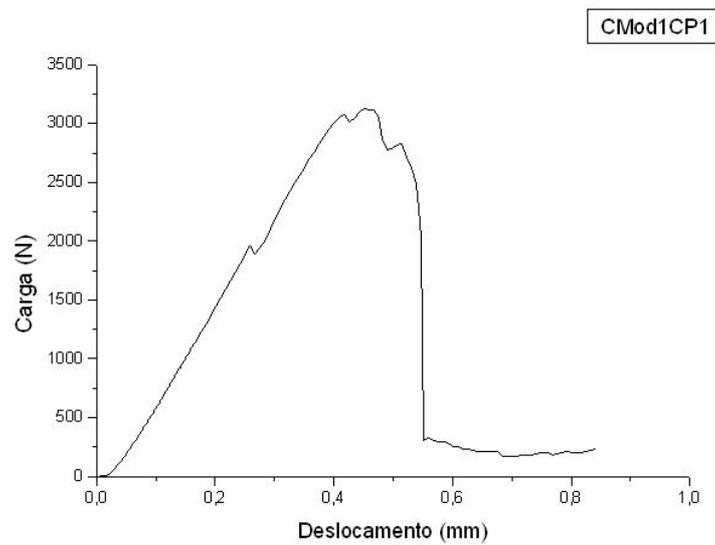
Foram utilizadas amostras do modelo 1, separando-se áreas que continham apenas fibras de aramida ou de vidro. Em relação às fibras de aramida, foi observada fração volumétrica média de 43,25% e para as de vidro, 33,47%. A variabilidade presente nos resultados é compreensível, pois às vezes as imagens captam maiores ou menores quantidades de matriz, já que as fibras estão localizadas somente em determinada área da amostra, e não distribuídas homogeneamente. Mesmo assim, pode-se explicar a diferença de médias em função do maior diâmetro das fibras de aramida, responsável pela ocupação de maior área relativa em comparação com as fibras de vidro. A análise estatística não mostrou diferença significativa entre as médias (valor-p=0,13).

BEHR *et al.* (2000) encontraram fração volumétrica de 28,1% e 12,8% para compósitos reforçados com fibras de vidro das marcas *Vectris* e *FibreKor*. O processo de separação entre matriz e fibras foi por incineração, de modo que o resultado não é influenciado pela distribuição heterogênea das fibras e inclui toda a barra e não somente uma região aleatória.

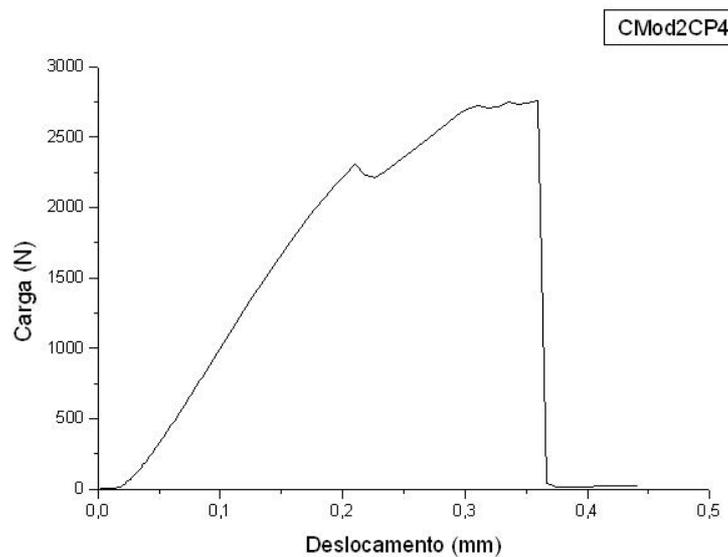
SPYRIDES (2003) relatou frações volumétricas de 42% para o compósito reforçado por fibras de vidro (*GlasSpan*) e 28% com fibras de polietileno (*Connect*), usando metodologia similar ao presente estudo.

## 4.2 RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO

Durante a aplicação da carga, foi possível ouvir pequenos estalos nos corpos de prova, provavelmente associados à formação de trincas. Analisando o gráfico, nesses momentos houve uma redução repentina de carga, seguida de novo aumento. Apesar dos corpos ainda terem suportado certa quantidade de carga antes da fratura completa, considera-se o primeiro pico como o ponto de falha do material (Figs. 51 e 52).



**Fig. 51** Curva dos ensaios de compressão (modelo 1)



**Fig. 52** Curva dos ensaios de compressão (modelo 2)

Visualmente, verificou-se que os corpos de prova do modelo 1 foram completamente destruídos, sem um padrão exato. Já os corpos do modelo 2 apresentaram um padrão de fratura em linha reta no plano

frontal, de cima para baixo, que dividiu a barra em duas ou três camadas horizontalmente Fig. 53).



**Fig. 53** Corpos de prova dos modelos 1 (a) e 2 (b) após ensaio de compressão. O modelo 2 apresenta um padrão de fratura, ao passo que o modelo 1 foi destruído em pequenos fragmentos isolados

A partir dos dados de carga e deslocamento obtidos nos ensaios, foram calculados o módulo de elasticidade em compressão e a resistência à compressão. Os valores encontram-se na tabela 4.

**Tabela 4**  
Resultados dos Ensaio de Compressão

	Grupo	Média	Desvio Padrão	Valor-p	Coefficiente de Variação
Módulo de Elasticidade (GPa)	Modelo 1	1,33	0,19	0,37	14,29
	Modelo 2	1,58	0,47		29,75
Resistência à Compressão (MPa)	Modelo 1	128,23	22,5	0,12	17,55
	Modelo 2	102,86	13,36		12,99

\* diferença significativa ( $\alpha = 0,05$ )

O módulo de elasticidade em compressão do modelo 1 foi 1,33 GPa, inferior ao do modelo 2, de 1,58 GPa. Esse fato sugere maior rigidez da estrutura do modelo 2, provavelmente gerada pela barra

semiflexível, localizada entre as fibras em cordão. Teoricamente, a presença da barra faz com que o corpo necessite receber uma tensão maior que a correspondente do modelo 1, para uma mesma deformação. As barras do modelo 2 apresentaram resultados com maior dispersão. Não foi verificada diferença significativa entre as médias (valor-p=0,37) das barras 1 e 2.

Os corpos de prova do modelo 1 suportaram tensão média de 128,23 MPa e os do modelo 2, de 102,86 MPa. O coeficiente de variação foi mais elevado para os corpos do modelo 1 e as médias foram estatisticamente iguais (valor-p=0,12).

Pode-se afirmar com 95% de confiança que os arranjos diferenciados das fibras nos modelos 1 e 2 não geraram diferenças significativas, estatisticamente, nas duas propriedades avaliadas a partir dos ensaios de compressão (módulo de elasticidade e resistência).

Poucos relatos sobre resistência à compressão de compósitos reforçados por fibras são encontrados na literatura. Isso ocorre em função desses materiais serem usados para fabricar próteses parciais fixas, que substituem dentes ausentes. Nesses casos, as avaliações mais importantes são as propriedades flexurais, como resistência e módulo de elasticidade em flexão.

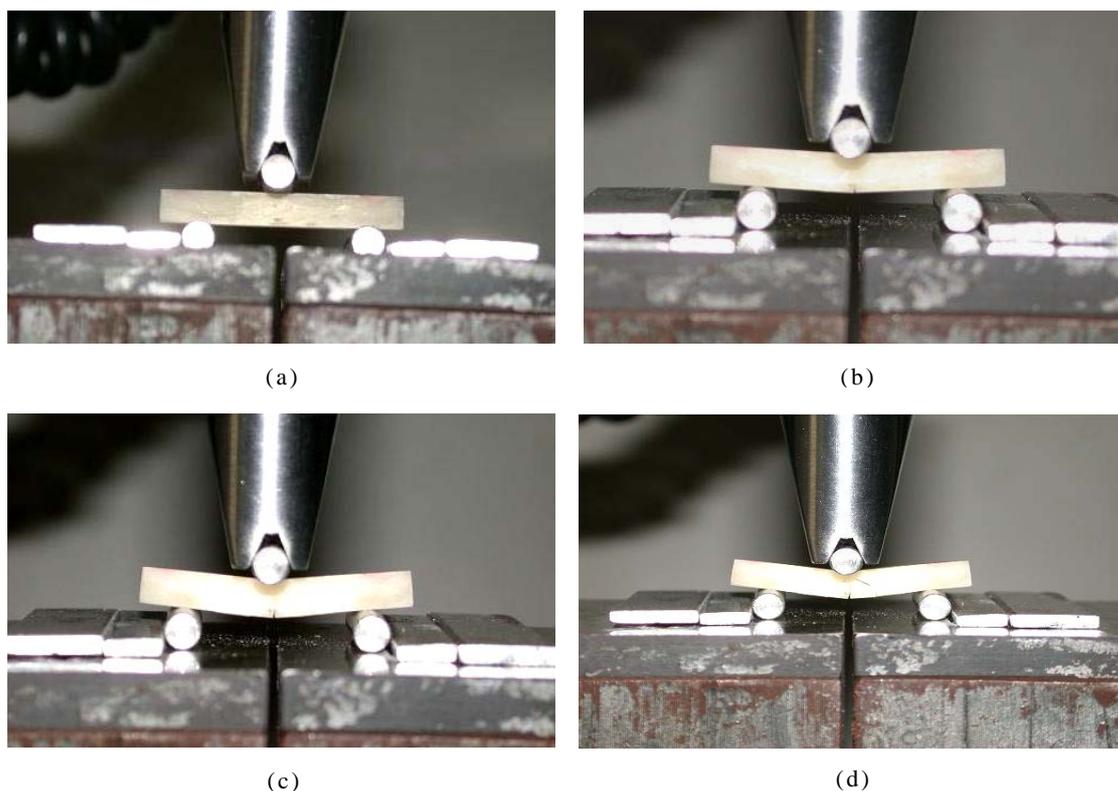
PORTO *et al.* (2002) calcularam a resistência à compressão do compósito *Artglass* sem qualquer reforço e obtiveram o valor de 136,1 MPa, próximo dos compósitos reforçados do nosso estudo. Porém, deve-se lembrar que, em virtude da ausência de fibras de reforço em seu estudo, PORTO *et al.* (2002) puderam realizar os ensaios de compressão dentro dos padrões normais (altura maior que a largura).

Para STIPHO (1998), a adição de fibras de vidro como reforço de matrizes resinosas não foi capaz de causar elevação na resistência à compressão.

Não se pode deixar de levar em conta o fato do posicionamento do corpo de prova no dispositivo de ensaio estar fora do padrão para esse tipo de teste mecânico (distância horizontal maior que a vertical), em virtude da localização das fibras. Portanto, quaisquer comparações com outros trabalhos devem ser executadas com grande cautela.

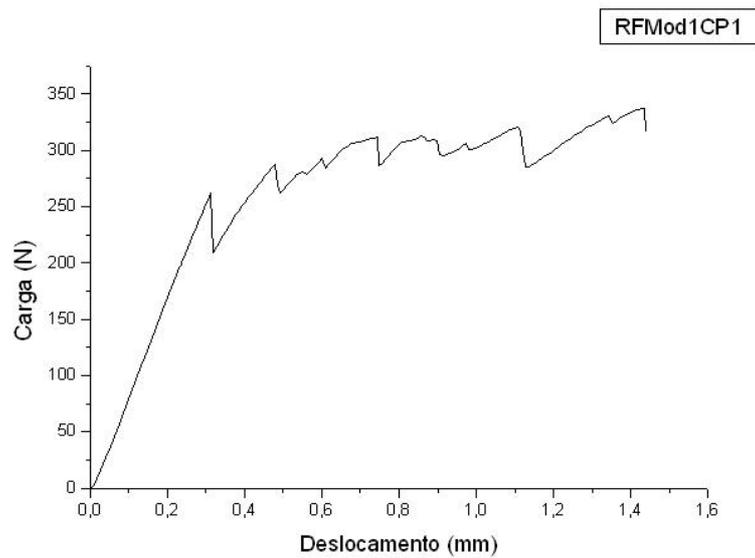
### 4.3 RESISTÊNCIA À FLEXÃO

Conforme a carga ia sendo aplicada, o corpo de prova sofria deflexão até atingir seu limite de resistência (Fig. 54).

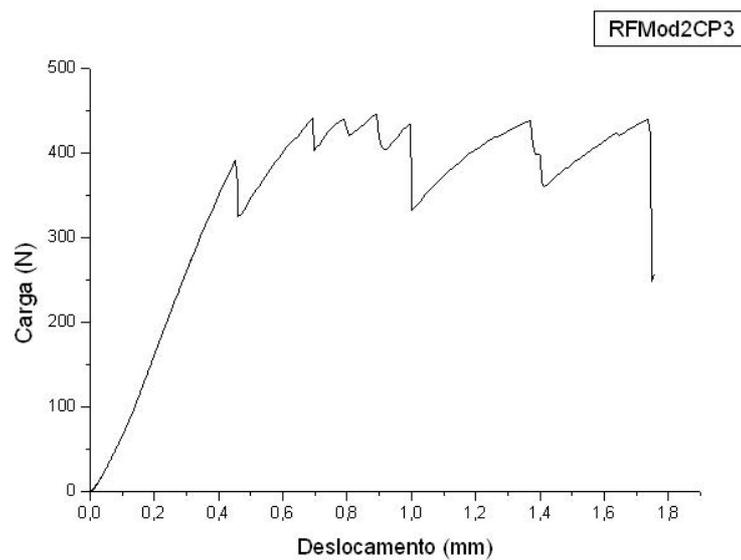


**Fig. 54** Teste de flexão em 3 pontos. Observa-se na seqüência (a, b, c, d), a deflexão do corpo durante carregamento contínuo

Durante essa deformação foi possível escutar pequenos estalos, traduzidos na curva como reduções instantâneas de carga. Essa redução possivelmente foi resultado de delaminações na interface com as fibras, que facilitam a fratura do material. Porém, logo em seguida a carga tornava a elevar-se, provavelmente em função das delaminações e prováveis trincas formadas terem encontrado alguma resistência à sua propagação, como as fibras de reforço. Esse processo repetiu-se algumas vezes até a fratura final, formando vários picos (Fig. 55).



(a) Modelo 1



(b) Modelo 2

**Fig. 55** Curvas carga versus deslocamento para ensaios de flexão, nas quais verifica-se a presença de vários picos durante o carregamento, referentes à formação e bloqueio de trincas

(a) Modelo 1

(b) Modelo 2

ALANDER *et al.* (2004) observaram que em boa parte dos estudos realizados, a resistência dos compósitos reforçados por fibra é relatada

como o valor da resistência flexural máxima, que ocorre no final do processo de fratura. Se for analisado o uso clínico desses materiais, como numa prótese parcial fixa, esse método pode ser parcialmente questionado, pois o mais importante é o ponto de falha inicial, já que a partir daquele momento, ao menos teoricamente, a prótese já apresentaria alguma restrição de uso para o paciente.

GOLDBERG *et al.* (1998) também concordaram que para avaliação de compósitos reforçados por fibras para fabricação de próteses fixas, é mais útil comparar a resistência flexural no limite elástico, ou seja, no primeiro pico da curva carga *versus* deslocamento.

NOHRSTRÖM *et al.* (2000) consideraram como resistência à fratura do material analisado, o primeiro ponto de fratura observado na curva carga *versus* deslocamento.

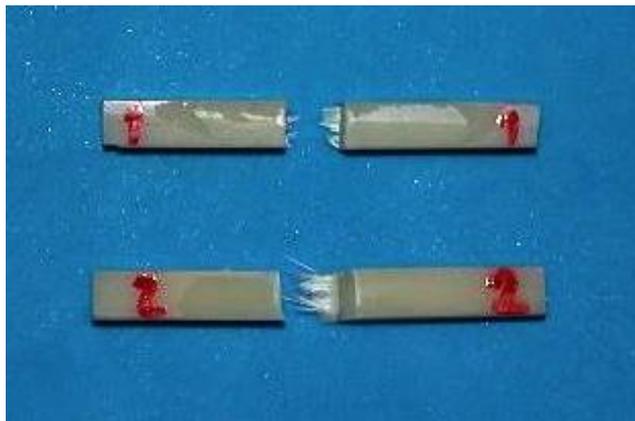
DYER *et al.* (2004) concluíram que quando se refere apenas ao ponto de resistência máxima dos corpos de prova, ignora-se o processo de fratura que se iniciou bem antes, com carga menor.

Por esses motivos, no presente estudo foi avaliado também o primeiro pico observado no gráfico, chamado ponto de falha inicial.

Após o primeiro pico, já se pode dizer que o material passou a apresentar alguma deficiência ou falha, mas é importante notar que ele ainda resistiu, mesmo com a continuidade do carregamento e suportando cargas sempre crescentes, até a fratura final.

SPYRIDES e BASTIAN (2004) observaram comportamento semelhante para barras de *Artglass* reforçadas por fibras de polietileno (*Connect*) durante ensaio de flexão, com a presença de dois picos bem definidos na curva carga *versus* deslocamento.

No presente trabalho, as barras em *Artglass* reforçadas por fibras achatadas (modelo 1) sofreram fratura completa em duas partes. As quebras ocorreram praticamente na metade do comprimento das barras, onde a carga foi exercida diretamente. Em alguns casos, pequenos fragmentos se soltaram das duas porções principais que restaram após a fratura (Fig. 56).



**Fig. 56** Corpos de prova do modelo 1 fraturados em duas partes com separação total, inclusive das fibras

Somente um corpo não fraturou completamente, tendo a fibra atuado como ponte entre os fragmentos completamente separados do compósito dental (Fig. 57). Esse exemplar repetiu o resultado apresentado por RAMOS *et al.* (1996) ao reforçarem barras em resina acrílica com fibras tecidas de polietileno (*Ribbon*).



**Fig. 57** Corpo de prova do modelo 1 cujas porções fraturadas mantiveram-se unidas por intermédio da fibra

Em alguns casos a fibra se partiu, tendo cada parte ficado com uma porção dela. Em outros, a fibra se soltou completamente de uma das metades (Fig. 58).



**Fig. 58** Corpos de prova do modelo 1 após ensaios de resistência à flexão. Superior: a fibra se soltou completamente de uma das partes fraturadas. Inferior: a fibra também se partiu juntamente com a matriz

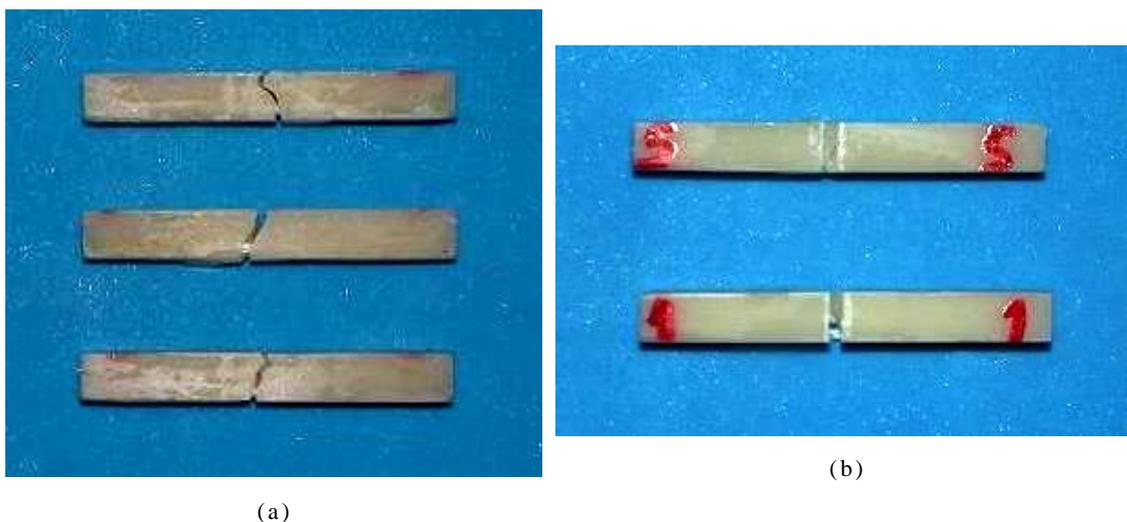
Em todos os corpos de prova a fratura teve início na região de tração e direcionou-se até a área de compressão. Pôde-se verificar grande quantidade de pequenas trincas distribuídas pela base da barra.

Como houve separação total entre matriz e fibra em partes de alguns corpos de prova, supõe-se que uma adesão mais forte entre esses dois componentes poderia tornar esse compósito mais resistente à fratura.

Em relação ao modelo 2, a principal característica foi a manutenção das partes unidas, mesmo após a falha do material. As linhas de fratura puderam ser vistas partindo da base para a parte superior dos corpos, sem no entanto, romper as fibras em cordão ou as barras semiflexíveis. Em alguns exemplares, pequenos fragmentos da matriz soltaram-se, principalmente na região de tração (Figs. 59 e 60). A inexistência de delaminação completa garante que uma adesão interfacial pelo menos razoável foi obtida entre as estruturas de reforço e a matriz.



**Fig. 59** Vista basal dos corpos de prova do modelo 2 mostrando a perda de pequenos fragmentos da matriz



**Figs. 60** Vistas lateral (a) e superior (b) dos corpos de prova do modelo 2 mostrando a formação de trinca na matriz sem causar danos às fibras e à barra semiflexível

Observou-se que o compósito superficial falhou exatamente no ponto de aplicação de carga, o que impediu a continuidade do ensaio antes das fibras se romperem.

A manutenção das partes unidas, mesmo após a falha do material apresenta algumas vantagens do ponto de vista clínico: em primeiro lugar, não ocorre risco de deglutição da prótese e em segundo lugar, permite que seja executado algum tipo de reparo emergencial.

SAMADZADEH *et al.* (1997) também observaram esse mesmo padrão de fratura nas próteses reforçadas por fibras de polietileno (*Ribbon*).

A eventual presença de bolhas na interface com as fibras, devido a aprisionamento de ar durante a fase de condensação do *Artglass*, pode contribuir para a delaminação e posterior fratura dos corpos, porém não se teve evidências da ocorrência dessas falhas. É possível também que uma melhora na adesão fibra/matriz possa tornar o compósito ainda mais resistente à fratura, devido à maior resistência a delaminações.

A partir dos dados de carga e deslocamento obtidos nos ensaios, foram calculadas as resistências flexurais para falha inicial e final, deflexão e módulo de elasticidade em flexão. Os valores encontram-se na tabela 5.

**Tabela 5**

Resultados dos Ensaio de Flexão

	Grupo	Média	Desvio Padrão	Valor-p	Coefficiente de Variação
Falha Inicial (MPa)	Modelo 1	134,12	27,51	0,23	20,51
	Modelo 2	160,55	42,54		26,50
Falha Final (MPa)	Modelo 1	156,79	12,31	0,000023*	7,85
	Modelo 2	205,52	8,57		4,17
Deflexão	Modelo 1	0,022	0,0063	0,60	28,64
	Modelo 2	0,024	0,0066		27,50
Módulo de Elasticidade em Flexão (GPa)	Modelo 1	5,36	0,83	0,35	15,49
	Modelo 2	5,78	0,63		10,90

\* diferença significativa ( $\alpha = 0,05$ )

A tensão média necessária para causar falha inicial dos compósitos do modelo 1 foi de 134,12 MPa e do modelo 2 foi de 160,55 MPa. Ambas estiveram abaixo da resistência flexural máxima, como era de se esperar, já que após a falha inicial os corpos de prova ainda mantiveram-se parcialmente íntegros, sofrendo alguns picos de carga até falharem em definitivo. Usualmente, esses picos foram crescentes, provando que apesar das delaminações parciais nas fibras, o compósito ainda teve resistência a oferecer contra a carga aplicada. A análise estatística revelou igualdade significativa entre as médias dos dois modelos (valor- $p=0,23$ ). O desvio padrão foi elevado para os dois grupos, assim como os coeficientes de variação, indicando uma dispersão de resultados alta em relação às outras propriedades.

Considerando-se a carga máxima recebida pelos corpos, os exemplares do modelo 1 registraram resistência flexural média de 156,79 MPa, enquanto os do modelo 2 alcançaram 205,52 MPa. Houve diferença estatisticamente significativa entre as médias (valor- $p=0,000023$ ). O arranjo das fibras nos corpos de prova do modelo 2 tornou o sistema resultante mais resistente ao teste de dobramento em três pontos. A inexistência de separação entre as partes fraturadas das barras, por si só, já mostra uma maior robustez do segundo modelo, apesar de não ter havido diferença estatística nas médias para a falha inicial. Nesse caso, a dispersão de dados foi bastante reduzida, indicando maior homogeneidade entre os resultados.

Também em relação à deflexão, o reforço no modelo 2 garantiu média de 0,024 contra 0,022 do modelo 1. Esse resultado condiz com sua maior resistência máxima à flexão, pois se as barras foram capazes de suportar cargas superiores antes de fraturar, ocorreu maior deslocamento do travessão do dispositivo de ensaios e, portanto, maior deflexão dos corpos. Entretanto, estatisticamente, as médias foram consideradas iguais (valor- $p=0,60$ ). Os coeficientes de variação foram altos para os dois modelos.

O módulo de elasticidade em flexão, que avalia a rigidez dos materiais, foi muito parecido para os dois arranjos. O modelo 1 registrou 5,36 GPa, enquanto o modelo 2 apresentou 5,78 GPa. O coeficiente de

variação não foi alto, tendo sido um pouco mais elevado para o modelo 1 e os resultados não apresentaram diferença estatística significativa (valor-p=0,35).

Pode-se afirmar com 95% de confiança que os dois materiais estudados comportaram-se de modo idêntico quanto às propriedades flexurais, com exceção da resistência flexural com carga máxima, na qual as barras do modelo 2 tiveram melhor desempenho.

LOOSE *et al.* (1998) verificaram delaminação do compósito reforçado com fibras (*Targis/Vectris*) somente com cargas superiores a 1000 N, mais altas que as geradas pela mastigação normal. Porém, ao invés de barras, os autores confeccionaram próteses verdadeiras cimentadas sobre dentes humanos, que por sua vez foram aprisionados numa estrutura de acrílico com uma fina camada de um material elástico ao redor das raízes, simulando a discreta mobilidade que o dente possui naturalmente. No nosso estudo, as cargas médias que causaram as primeiras delaminações foram 286,12 N para as barras do modelo 1 e 342,51 N para as do modelo 2. A cimentação da prótese sobre os dentes preparados e a possibilidade de micromovimentação desses propiciaram transferência de tensões sobre os pilares, permitindo que se alcançasse resultados tão expressivos (NOHRSTRÖM *et al.*, 2000).

JOHN *et al.* (2001) alcançaram valores muitos elevados para resistência à fratura de barras de resina acrílica reforçadas por fibras de vidro, aramida e *nylon*. As resistências foram de 979,2 MPa para os compósitos com fibras de vidro, 849,9 MPa para as de aramida e 733,4 MPa para as de *nylon*. Os valores foram bem mais altos que os obtidos no nosso estudo, apesar do *Artglass* ser mais resistente que a resina utilizada por JOHN *et al.* Essa grande diferença provavelmente é consequência das diferenças de metodologia, no que diz respeito às dimensões dos corpos de prova e velocidade do travessão da máquina de ensaios. Todos os resultados foram estatisticamente diferentes entre eles.

BAE *et al.* (2001) realizaram ensaio de dobramento em três pontos para avaliar a resistência flexural máxima e o módulo de elasticidade em flexão de diversas combinações de compósitos de uso indireto e fibras de reforço. Foram usadas fibras de vidro (*Vectris*, *FibreKor* e *GlasSpan*),

aramida (*Fibreflex*) e polietileno (*Ribbon*) e os compósitos particulados *C&B Cement*, *Aelitefil*, *Sculpture Body* e *Targis Dentin*. Quando as fibras de aramida serviram de reforço para o compósito *Aelitefil* alcançou-se resistência máxima de 386 MPa, com acréscimo de 271% em relação ao compósito sem reforço. O melhor resultado para as fibras de vidro foi com a combinação *GlasSpan/Aelitefil*, com 308 MPa (196% maior que a matriz pura), significativamente inferior ao citado anteriormente. Curiosamente, os dois melhores resultados foram obtidos com o compósito *Aelitefil*, apesar de que, quando testados sem reforço, esse foi apenas o terceiro melhor dos quatro materiais avaliados. É provável que a adesão desse compósito às fibras de vidro tenha sido superior a dos demais. Uma forte adesão fibra/matriz é fundamental para impedir delaminações na interface. Em nosso estudo, embora tenham sido seguidas todas as orientações do fabricante, houve delaminações em todos os corpos de prova testados.

ELLAKWA *et al.* (2002a) reforçaram barras de *Artglass* com fibras de polietileno (*Connect*), aramida (*Fibreflex*) e vidro (*Stick tech*). Dois agentes adesivos foram usados: *Artglass liquid*, sem carga e contendo silano e *Kolor Plus*, com 54% de partículas. As resistências flexurais obtidas foram 185,6 MPa, 185,7 MPa e 383,6 MPa para os corpos reforçados pelas fibras de polietileno, aramida e vidro, respectivamente, impregnadas com o *Artglass liquid*. Quando se utilizou o agente de união *Kolor Plus*, com carga, os valores passaram para 261,6 MPa, 329,7 MPa e 347,3 MPa, na mesma ordem. Nos dois primeiros casos, houve aumento significativo da resistência, porém, para as barras reforçadas por fibras de vidro os valores foram estatisticamente iguais, independentemente do agente de união aplicado. Esses fatos podem ser explicados em virtude do primeiro agente (*Artglass liquid*) possuir silano em sua composição, que agiu mais efetivamente sobre as fibras de vidro que sobre as demais. Já o *Kolor Plus*, com presença de partículas em sua composição, aumentou bastante a resistência dos compósitos com fibras de aramida, tornando-a significativamente igual à dos corpos de prova com fibras de vidro. Por outro lado, as fibras de polietileno tiveram desempenho inferior às outras em função de suas reduzidas propriedades mecânicas

em comparação com as de vidro e aramida e/ou pela adesão ineficiente entre elas e a matriz. Ficou evidente o efeito positivo do silano sobre as fibras de vidro. Em nossa pesquisa, em virtude das fibras possuírem 25% de aramida, não foi utilizado silano pois, segundo o fabricante, o ganho em adesão seria mínimo ou inexistente.

SPYRIDES e BASTIAN (2004) produziram barras em *Artglass* reforçadas com fibras de vidro (*GlasSpan*) e polietileno (*Connect*) nas mesmas dimensões das fabricadas no presente estudo. Relataram resistência flexural de 131,02 MPa para os corpos reforçados com fibras de vidro e 116,81 para os reforçados com fibras de polietileno, considerando-se o primeiro pico da curva carga *versus* deslocamento. Os dois valores foram bem semelhantes àqueles encontrados na atual avaliação.

No trabalho de LASSILA e VALLITTU (2004), as barras fabricadas com o compósito particulado *Sinfony* reforçadas com fibras de vidro unidirecionais (*Stick*) alcançaram resistência flexural média de 577,70 MPa contra 123,50 MPa do compósito não reforçado. As fibras haviam sido posicionadas na região de tração das barras, mas quando colocadas na área compressiva ou no centro do corpo, também houve reforço significativo em relação ao compósito sem fibras, ao contrário de outros estudos (CHUNG *et al.*, 1998; UZUN *et al.*, 1999).

O uso de fibras unidirecionais forneceu um reforço significativamente superior ao obtido com fibra tecida do mesmo material (VALLITTU, 1999b). Porém, foi testado apenas o carregamento em uma única direção, com decomposição de cargas paralelamente às fibras unidirecionais. Sabe-se que essas fibras garantem reforço anisotrópico, ao passo que as tecidas produzem reforço teoricamente inferior. Entretanto, ele é igual em todas as direções (isotrópico). Esses resultados encontram-se em concordância com a eficiência teórica do reforço, chamado fator de Krenschel, que diz que uma fibra tecida possui efeito de 0,5 ao passo que uma fibra unidirecional apresenta valor 1 (VALLITTU, 1999b). As fibras usadas na presente avaliação foram trançadas em função de serem usados simultaneamente filamentos de vidro e aramida.

KOLBECK *et al.* (2002a) explicaram que a menor resistência de compósitos reforçados com fibras tecidas em relação às unidirecionais ocorre em virtude das primeiras permitirem maior flexibilidade da subestrutura, ocasionando fratura do compósito de cobertura que não consegue suportar a alta tendência de dobramento da subestrutura.

VALLITTU (1998a) não encontrou diferença significativa na carga necessária para fratura de próteses de resina acrílica não reforçadas comparadas às reforçadas com uma camada de fibras de vidro pré-impregnadas unidirecionais. No mesmo estudo, o melhor resultado foi obtido projetando-se a prótese com 3 camadas de fibras unidirecionais dispostas por toda a extensão do trabalho e uma de fibras tecidas na região dos dentes de apoio.

O módulo de elasticidade avalia a rigidez do material. Quanto maior for, mais alta será a tensão necessária para causar deformação.

Avaliando a influência do agente adesivo em compósitos reforçados por fibras, ELLAKWA *et al.* (2002a) obtiveram os valores de 5,6 GPa para o compósito *Artglass* reforçado por fibras *Connect* (polietileno), 7,0 GPa quando foram usadas fibras de aramida (*Fibreflex*) e 9,4 GPa com fibras de vidro (*Stick tech*), usando agente de união sem carga e contendo silano (*Artglass liquid*). Ao impregnarem as fibras com adesivo contendo carga (*Kolor Plus*), os módulos flexurais chegaram a 5,4 GPa para o reforço com fibras de polietileno, 7,4 GPa para fibras de aramida e 7,5 GPa para fibras de vidro. A única variação significativa foi a diminuição do módulo para os materiais reforçados pelas fibras *Stick tech*. Mais uma vez foi verificado o papel relevante do silano sobre as fibras de vidro no que diz respeito às propriedades mecânicas relacionadas à flexão.

SPYRIDES e BASTIAN (2004) obtiveram módulo de elasticidade em flexão de 5,86 MPa e 5,51 MPa para as barras reforçadas por fibras de vidro e polietileno, respectivamente. Os valores foram muito semelhantes aos do nosso estudo e em virtude das dimensões dos corpos de prova e da metodologia terem sido as mesmas, pode-se aceitar uma comparação direta dos resultados.

Ao testarem barras de compósito particulado (*Sinfony*) reforçadas por fibras de vidro (*Stick*), LASSILA e VALLITTU (2004) registraram módulo de elasticidade em flexão de 11 GPa com as fibras posicionadas na porção inferior do corpo de prova, 10,4 GPa com as fibras no centro e 12 GPa quando elas foram aplicadas na parte superior das barras. Para eles, a alta rigidez da subestrutura é benéfica sob o ponto de vista clínico, pois reduz o risco de descolamento entre o compósito de cobertura e a estrutura de reforço interna e entre a prótese e os dentes de apoio. Os autores não observaram diferenças significativas entre os resultados em função da posição das fibras. Como já foi comprovado que para melhoria da resistência flexural elas devem estar localizadas na região de tração do material, essa foi a posição escolhida no atual trabalho.

SPYRIDES (2003) também relatou deflexão de 0,02 para as barras de compósito reforçadas por fibras de vidro ou polietileno.

Em geral, a deflexão varia diretamente com o cubo do comprimento e inversamente com o cubo da espessura ocluso-gengival do pântico (SHILLINBURG *et al.*, 1997 *apud* SONG *et al.*, 2003), que no caso deste estudo é a altura da barra.

No entanto, SONG *et al.* (2003) verificaram maior deflexão nas próteses com vãos de 7 mm, comparadas às com vãos de 11 mm. A explicação dos autores foi que os corpos que suportaram maior carregamento sofreram maior deflexão.

No nosso estudo, as fibras foram aplicadas o mais próximo possível da base inferior do corpo, na região de tração, sobre uma fina camada do compósito *Artglass*, pois esse é o padrão usado na confecção de uma prótese fixa. Caso as fibras sejam colocadas diretamente na base, poderá haver exposição delas durante o ajuste final e polimento do trabalho.

A colocação de fibras na área de tração neutraliza e detêm trincas que estejam avançando, aumentando, assim, a resistência do material. Caso elas fossem posicionadas na região de compressão, haveria bastante espaço para propagação das trincas que levam à fratura do compósito. Portanto, as fibras devem ser colocadas o mais próximo possível do local

de início do crescimento das trincas (ELLAKWA *et al.*, 2003; LASSILA & VALLITTU, 2004).

CHUNG *et al.* (1998) obtiveram aumento significativo da resistência flexural de corpos de prova de matriz polimérica reforçados por fibras de vidro tratadas com silano apenas quando as fibras foram posicionadas na região trativa. A colocação das mesmas na área de compressão ou no centro do corpo gerou uma resistência inferior a do material não reforçado. Para os autores, o uso das fibras na concentração de 1% em peso foi capaz de melhorar a resistência flexural em 20%. Outro arranjo testado foi a aplicação de fibras tanto no terço inferior como no superior da barra, produzindo resultados significativamente iguais aos obtidos com as fibras somente no terço inferior. Provavelmente nesse caso, o efeito de reforço foi dado somente pelas fibras inferiores. O maior valor alcançado foi de 64,1 MPa, bastante inferior ao encontrado em nosso estudo. É possível que a baixa concentração de fibras utilizada (1% em peso) tenha sido responsável por isso, pois ao utilizarem as mesmas fibras, porém curtas e dispersas aleatoriamente em concentração de 8% em peso, os autores obtiveram resistência flexural média de 87,3 MPa. Outra diferença foi a velocidade do travessão da máquina de ensaios, de 5 mm/minuto contra 1mm/minuto em nossa avaliação.

UZUN *et al.* (1999) não observaram aumento da resistência transversal de barras de resina acrílica reforçadas com fibras de vidro, carbono, polietileno e aramida em relação às unidades sem reforço. Porém, em virtude da dificuldade de manuseio e colocação das fibras, essas foram colocadas no centro dos corpos, na chamada zona neutra, onde pouco ou nenhum efeito de reforço seria esperado. No entanto, os autores relataram valores de resistência flexural bem altos, como 406,50 MPa para reforço com fibras de vidro e 442,71 MPa para fibras de aramida, em corpos de prova bem mais extensos e altos que os fabricados em nosso trabalho.

ELLAKWA *et al.* (2001b) afirmaram que a aplicação de uma fina camada de matriz na parte inferior da barra antes da colocação das fibras de polietileno, permitiu iniciação de trincas mais cedo do que quando as

fibras foram colocadas diretamente na base. Os autores calcularam a resistência flexural para carga máxima e chegaram aos valores de 276,5 MPa quando as fibras foram colocadas diretamente na base do compósito e 176,1 MPa quando se colocou uma camada da matriz na base do corpo de prova. Os resultados apresentaram diferença significativa, porém ambos foram superiores quando comparados à resistência de um grupo controle (matriz não reforçada). Os módulos de elasticidade foram estatisticamente iguais para todas as amostras reforçadas, sendo de 9,3 GPa com as fibras localizadas na base e 8,6 GPa com elas posicionadas levemente acima. Os dois foram melhores significativamente que o grupo controle.

Em outro estudo, ELLAKWA *et al.* (2003) verificaram melhora significativa da resistência flexural apenas quando as fibras de polietileno foram colocadas diretamente na base da barra. Quando foi aplicada uma camada de compósito antes das fibras, a resistência flexural média foi superior, porém sem diferença estatística em relação aos corpos não reforçados, apesar das fibras estarem posicionadas na região de tração. Em relação ao módulo de elasticidade em flexão, não houve diferença estatística entre os corpos de prova reforçados e os usados como controle, sem reforço fibroso.

Por outro lado, BEHR *et al.* (2003b) concluíram que não houve diferença significativa na resistência de próteses fixas construídas e testadas sobre dentes naturais, tanto com a superfície basal confeccionada com fibras quanto com uma camada do compósito superficial.

DYER *et al.* (2004) revelaram que não houve aumento significativo na carga necessária para início da falha do material sempre que as fibras foram colocadas em outras áreas que não a de tração. Diversos arranjos complexos e de confecção demorada produziram resultados abaixo do esperado.

LASSILA e VALLITTU (2004) afirmaram que nem sempre é possível obter-se um projeto perfeito, sob o ponto de vista mecânico, de uma prótese fixa reforçada por fibras, em virtude de limitações como a

localização e o posicionamento dos dentes de apoio e de parâmetros oclusais.

A baixa velocidade do travessão durante o carregamento dos corpos permite que haja tempo suficiente para a lenta propagação de trincas no material (ELLAKWA *et al.*, 2003).

Acredita-se que a pré-impregnação das fibras garanta melhor adesão delas à matriz, propiciando uma transferência de tensões mais efetiva da matriz para as fibras (FREILICH *et al.*, 1998b). No presente estudo, as fibras usadas foram impregnadas manualmente no momento de sua utilização. BAE *et al.* (2001) não encontraram diferenças nas propriedades mecânicas de compósitos reforçados com fibras pré-impregnadas ou impregnadas manualmente.

Para o molhamento das fibras, nesse trabalho, foi usado o adesivo *Magic Bond*, com carga, o que garante uma alta fluidez e bom poder de penetração pelo trançado dos filamentos da fibra.

ELLAKWA *et al.* (2002a) compararam agentes de molhamento com e sem carga e verificaram que para a fibra de aramida, o uso do agente com carga gerou melhores resultados na resistência flexural do material.

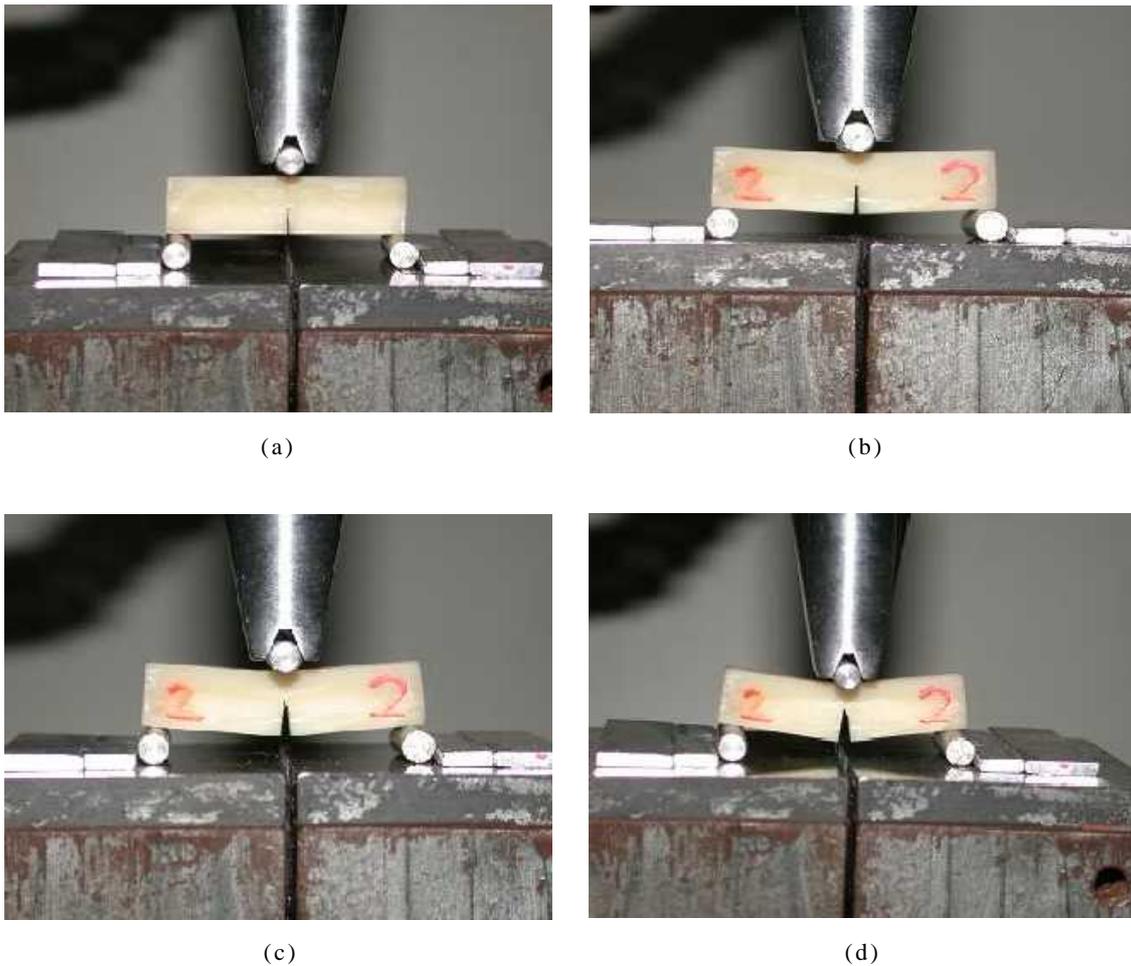
Análises sob microscopia eletrônica de varredura mostraram áreas de completa separação entre fibra e compósito quando não foi usado nenhum tipo de agente de união entre eles. Isso significa que as tensões terão que ser suportadas quase que totalmente pela matriz (ELLAKWA *et al.*, 2002b).

LATTA e BARKMEIER (1998) defendem o uso de componentes adesivos com concentração de carga relativamente elevada, pois dessa forma, cria-se um sistema com menor contração de polimerização na camada de união fibra/matriz, reduzindo-se as possibilidades de falhas adesivas.

Os estudos de ELLAKWA *et al.* (2002a) confirmaram que o uso de um agente de união com carga (*Kolor Plus*, com 54% em peso de carga) forneceu resultados melhores para a maioria dos sistemas compósitos reforçados por fibras avaliados por eles, quanto à resistência flexural.

#### 4.4 TENACIDADE À FRATURA

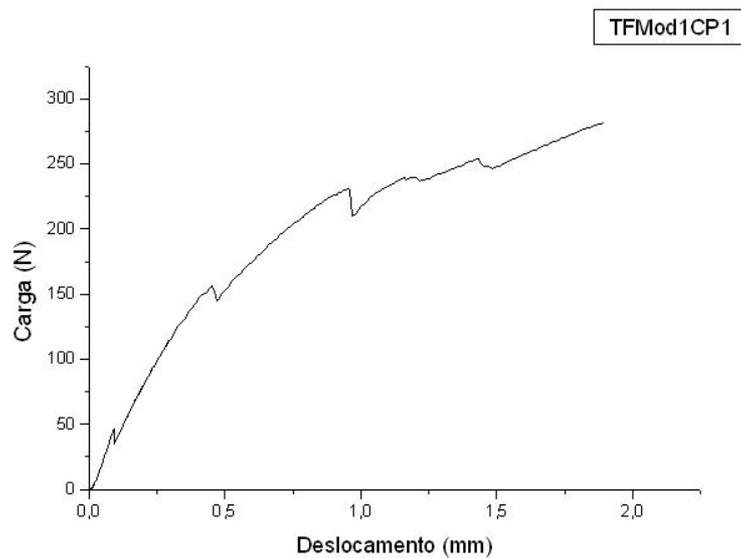
As barras sofreram carregamento constante até falharem, de modo que a trinca inicial progrediu até chegar à fibra (Fig. 61).



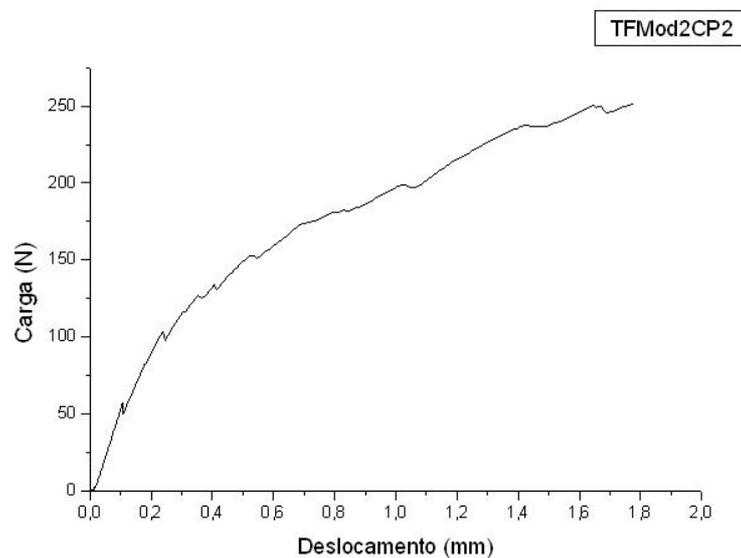
**Fig. 61** Corpos de prova sofrendo deflexão (a, b, c, d) durante teste de dobramento em 3 pontos para avaliação de tenacidade à fratura

Verificou-se uma queda brusca da carga, logo no início do ensaio, pois já havia uma trinca pré-formada. Essa queda significa que a trinca propagou-se e/ou ocorreu delaminação parcial da fibra. Porém, como nos ensaios de flexão, ao encontrar a resistência da fibra, a carga necessária

para propagação da trinca tornou a crescer. Delaminações parciais permitiram que esse processo ocorresse ainda algumas vezes até a falha final (Fig. 62).



(a) Modelo 1



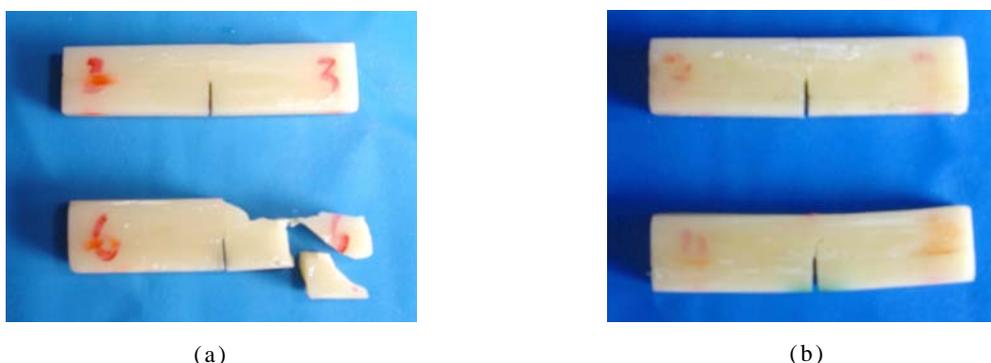
(b) Modelo 2

**Fig. 62** Curvas carga *versus* deslocamento dos ensaios de tenacidade à fratura, onde pode-se observar a presença de vários picos de carga, referentes à formação e ao bloqueio de trincas

(a) Modelo 1

(b) Modelo 2

Visualmente, as barras dos dois modelos comportaram-se de maneira semelhante. Com exceção de um corpo de prova do modelo 1, no qual uma parte da matriz partiu-se, nenhum outro apresentou fratura, tanto do compósito superficial quanto da subestrutura de fibras. Em ambos os casos, verificou-se propagação da trinca até chegar à fibra. Em dois exemplares do modelo 2, foi possível observar a presença de pequenas trincas oriundas do entalhe inicial, que tomaram direções laterais, ao invés de se propagarem em direção às fibras (Fig. 63).



**Fig. 63** Corpos de prova dos modelos 1 (a) e 2 (b) após ensaio de tenacidade à fratura.

A partir dos dados de carga e deslocamento obtidos nos ensaios, foi calculado o valor crítico efetivo do fator de intensidade de tensões ( $K_C$ ) para os dois modelos. Os valores encontram-se na tabela 6.

**Tabela 6**

Resultados dos Ensaios de Tenacidade à Fratura

	Grupo	Média	Desvio Padrão	Valor-p	Coefficiente de Variação
Fator de Intensidade de Tensões Crítico $K_C$ (MPa·m <sup>1/2</sup> )	Modelo 1	7,19	0,53	0,0095*	7,37
	Modelo 2	5,38	1,14		21,19

\* diferença significativa ( $\alpha = 0,05$ )

O modelo 1 apresentou tenacidade à fratura de  $7,19 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  contra  $5,38 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  do modelo 2. A dispersão dos resultados foi bem mais elevada para o modelo 2, enquanto ao do modelo 1 foi relativamente baixa. Esses resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa (valor- $p=0,0095$ ) e indicam que as barras do modelo 1 foram capazes de resistir melhor à propagação de uma trinca até a fratura final que as do modelo 2.

É fundamental que seja observado que os valores encontrados no ensaio de tenacidade à fratura são efetivos ( $K_C$ ) e não os valores críticos ( $K_{IC}$ ), estritamente de acordo com a norma consultada. Isso ocorre porque os ensaios não foram realizados rigorosamente de acordo com a norma de  $K_{IC}$ , como explicado na metodologia. Além disso, verifica-se pelas curvas carga *versus* deslocamento apresentadas pelos corpos de prova dos modelos 1 e 2 (Fig. 62), que há um afastamento da linearidade, devido à ocorrência de deformação plástica nas barras reforçadas. Como é sabido, essa deformação plástica não é tolerada em ensaios de  $K_{IC}$ .

A partir dos resultados analisados, pode-se afirmar com 95% de confiança que os corpos de prova do modelo 1 apresentaram maior tenacidade à fratura que os do modelo 2.

Curiosamente, as barras do modelo 1 apresentaram menor resistência flexural para fratura final que as do modelo 2. Esse fato pode ser explicado pela afirmação de HULL (1981 *apud* ELLAKWA *et al.*, 2002b), que diz que compósitos reforçados por fibras cujas interfaces possuem pobre adesão são flexíveis e têm baixa resistência, porém, têm alta tenacidade à fratura. Por outro lado, aqueles que apresentam forte adesão fibra/matriz têm alta resistência e dureza, mas são muito frágeis.

Partindo dessa teoria e analisando os resultados dos ensaios, presume-se que o sistema resultante do arranjo de fibras dos corpos de prova do modelo 2 tornou-o mais rígido e resistente que os exemplares do modelo 1. Além disso, o recobrimento de resina da barra semiflexível pode ter sido responsável por uma adesão fibra/matriz mais forte das barras do modelo 2 em relação às do modelo 1, nas quais só foram utilizadas as fibras híbridas de vidro e aramida. Vale lembrar que em

alguns corpos de prova do modelo 1 houve clara separação entre fibra e matriz, caracterizando uma falha de adesão, durante os ensaios de flexão.

A maior parte dos estudos de tenacidade com materiais odontológicos avalia compósitos de uso indireto sem reforço fibroso.

MANHART *et al.* (2000) calcularam o  $K_C$  de compósitos particulados de uso direto e chegaram aos valores de  $2,3 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  para o compósito *Alert* e  $2,0 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  para o *Tetric Ceram*. Ambos possuem elevada concentração de partículas, apesar desse não ser o único fator responsável pelos resultados. O material *Solitaire*, por exemplo, com 90% em volume de carga e, no entanto, obteve  $K_C$  de apenas  $1,4 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ .

KIM *et al.* (2002) observaram aumento da tenacidade à fratura quanto maior foi a fração volumétrica dos compósitos avaliados em seu estudo, até o limite de 55%. Os valores variaram de  $0,63 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  a  $1,14 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ .

Em estudo realizado por KNOBLOCH *et al.* (2002) envolvendo alguns compósitos de uso direto e um de aplicação indireta (*Belleglass HP*), novamente o compósito *Alert* apresentou o melhor resultado para tenacidade à fratura, com  $K_{IC}$  de  $1,57 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ . Os autores creditaram esse resultado à presença de fibras de vidro curtas e a alta concentração de carga (84%). As fibras são melhores reforços que simples partículas porque é necessária maior energia para removê-las da matriz do compósito.

VALLITTU *et al.* (1994b) também afirmaram que compósitos reforçados por fibras de vidro curtas apresentaram aumento na tenacidade à fratura.

HAMZA *et al.* (2004) obtiveram valores para tenacidade de  $2,74 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ ,  $1,64 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  e  $1,30 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ , dependendo do tipo de resina usada como matriz de barras reforçadas com fibras de vidro unidirecionais. Quando foram usadas fibras de vidro tecidas, os valores caíram para  $1,43 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ ,  $1,08 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$  e  $0,88 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ , sendo que com duas das três resinas utilizadas não houve aumento significativo em relação às barras não reforçadas. As dimensões dos corpos de prova e o tipo de entalhe foram diferentes dos utilizados no nosso trabalho.

KIM e WATTS (2004) testaram compósitos de matriz resinosa reforçados por fibras de vidro unidirecionais (*Stick*) quanto à tenacidade à fratura. Verificaram aumento de 4,4 a 5,5 vezes no fator de intensidade de tensões crítico ( $K_{IC}$ ) do material reforçado em comparação à matriz pura. A curva carga *versus* deslocamento apresenta um pico inicial, que corresponde à interrupção da propagação da trinca ao encontrar a fibra. Nesse momento a carga cai levemente e, como as fibras resistem, a carga torna a crescer, causando uma aparente deformação elástica ao corpo. Assim como em nosso trabalho, não houve fratura dos corpos, pois as trincas não se propagaram até a região de compressão porque as fibras, por sua vez, não se estiraram ou fraturaram.

Apesar do teste laboratorial ser realizado sob carregamento estático e não refletir diretamente as condições orais clínicas, os valores obtidos são bastante úteis para comparação de diferentes tipos e/ou arranjos de fibras.

## 5 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos neste estudo, concluiu-se que:

As fibras de aramida apresentaram diâmetro médio significativamente maior que as de vidro.

A resistência compressiva e o módulo de elasticidade em compressão foram estatisticamente iguais para os dois modelos testados.

Considerando os primeiros picos das curvas carga *versus* deslocamento para os ensaios de flexão, os dois modelos apresentaram resistências flexurais estatisticamente iguais, assim como os módulos de elasticidade em flexão. Os valores de deflexão também foram muito próximos. Já em relação à resistência flexural para falha final, os corpos de prova do modelo 2 tiveram desempenho significativamente superior aos do modelo 1, pois suportaram carga máxima mais elevada.

Os corpos de prova do modelo 1 apresentaram tenacidade à fratura significativamente superior aos do modelo 2, o que garante que eles (modelo 1) são capazes de suportar maiores tensões na presença de um determinado defeito.

Após os ensaios de flexão, a principal diferença foi a ausência de separação entre partes das barras do modelo 2, sem fratura completa, enquanto as do modelo 1 fraturaram completamente. No entanto, esse fato não foi capaz de gerar diferenças estatisticamente significativas na resistência desses dois materiais. O arranjo diferenciado dos corpos de prova do modelo 2 foi responsável pela ausência de fratura completa entre as partes, o que, clinicamente, poderia evitar a deglutição da prótese.

As delaminações verificadas na maior parte das barras do modelo 1 após os ensaios de flexão revelaram que houve falha na adesão fibra/matriz.

Frente aos diversos trabalhos publicados recentemente com materiais compósitos similares aos da presente pesquisa, os valores de resistência à flexão (134,12 MPa para o modelo 1 e 160,55 MPa para o

modelo 2) e módulo de elasticidade em flexão (5,36 GPa para o modelo 1 e 5,78 GPa para o modelo 2) obtidos nesse trabalho estão próximos e até superiores em vários casos àqueles relatados por outros autores.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALANDER, P., LASSILA, L.V.J., TEZVERGIL, A., VALLITTU, P., 2004, "Acoustic Emission Analysis of Fiber-Reinforced Composite in Flexural Testing", *Dental Materials*, v. 20, pp. 305-312.

ALTIERI, J.V., BURSTONE, C.L., GOLDBERG, A.J., PATEL, A.P., 1994, "Longitudinal Clinical Evaluation of Fibre-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures: a Pilot Study", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 71, pp. 16-22.

BAE, J.M., KIM, K.N., HATTORI, M., HASEGAWA, K., YOSHINARI, M., KAWADA, E., ODA, Y., 2001, "The Flexural Properties of Fiber-Reinforced Composite with Light-Polymerized Polymer Matrix", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 14 n° 1, pp. 33-39.

BEHR, M., FELLNER, C., BAYREUTHER, G., LEIBROCK, A., HELD, P., FELLNER, F., HANDEL, G., 1996, "MR Imaging of the TMJ: Artefacts by Dental Alloys", *European Journal of Prosthodontic Restorative Dentistry*, v. 3, pp. 111.

BEHR, M., ROSENTRITT, M., LANG, R., HANDEL, G., 2000, "Flexural Properties of Fiber Reinforced Composite Using a Vacuum/Pressure or a Manual Adaptation Manufacturing Process", *Journal of Dentistry*, v. 28, pp. 509-514.

BEHR, M., ROSENTRITT, M., LATZEL, D., KREISLER, T., 2001 "Comparison of Three Types of Fiber-Reinforced Composite Molar Crowns on their Fracture Resistance and Marginal Adaptation", *Journal of Dentistry*, v. 29, pp. 189-196.

BEHR, M., ROSENTRITT, M., HANDEL, G., 2003a, "Fiber-Reinforced Composite Crowns and FPDs: A Clinical Report", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 16, n° 3, pp. 239-243.

BEHR, M., ROSENTRITT, M., SIKORA, M.I., KARL, P., HANDEL, G., 2003b, "Marginal Adaptation and Fracture Resistance of Adhesively Luted Glass Fibre-Composite Reinforced Molar Crowns with Different Inner Crown Surfaces", *Journal of Dentistry*, v. 31, pp. 503-508.

BERRONG, J.M., WEED, R.M., YOUNG, J.M., 1990, "fracture Resistance of Kevlar-Reinforced Poly(Methyl Methacrylate) Resin: A Preliminary Study", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 3, n° 4, pp. 391-395.

BERTOLLOTTI, R.L., 1997, "A New Polymer Glass Utilized for Modification and Repair of Fixed Partial Dentures", *Quintessence International*, v. 28, n° 7, pp. 437-439.

BOTTINO, M.A., QUINTAS, A.F., MIYASHITA, E., GIANNINI, V., 2001, *Estética em Reabilitação Oral: Metal-Free*, 1ª edição, São Paulo, Editora Artes Médicas.

BOWEN, R.L., 1962, *Dental Filling Material Comprising Vinyl Silane Treated Fused Silica and a Binder Consisting of the Reaction Product of Bisphenol and Glycidil Methacrylate*, US Patent 3000, 112, 1962.

BRADEN, M., DAVY, K.W.M., PARKER, S., LADIZESKY, N.H., WARD, I.M., 1988, "Denture Base Poly(Methyl Methacrylate) Reinforced with Ultra-High Modulus Polyethylene Fibres", *British Dental Journal*, v. 164, pp. 109-113.

CALLISTER Jr, W.D., 2002, *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*, 5ª edição, John Wiley & Sons, Inc.

CARLOS, N.B., HARRISON, A., 1997, "The Effect of Untreated UHMWPE Beads on Some Properties of Acrylic Resin Denture Base Material", *Journal of Dentistry*, v. 25, n° 1, pp. 59-64.

CÉSAR, P.F., MIRANDA Jr, W.G.M., BRAGA, R.R., 2001, "Influence of Shade and Storage Time on the Flexural Strength, Flexural Modulus, and Hardness of Composites Used for Indirect Restorations", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 86, pp. 289-296.

CHAWLA, K.K., 1987, *Composite Materials Science and Engineering*, Alemanha, Ed. Springer-Verlag New York Inc.

CHICHE, G., PINAULT, A., 1994, *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics*, 1ª edição, New York, Quintessence Publishing Co.

CHOW, T.W., CHENG, Y.Y., LADIZESKY, N.H., 1993, "Polyethylene Fibre Reinforced Poly(methylmethacrylate) – Water Sorption and Dimensional Changes During Immersion", *Journal of Dentistry*, v. 21, pp. 367-372.

CHUNG, K., LIN, T., WANG, F., 1998, "Flexural Strength of a Provisional Resin Material with Fibre Addition", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 25, pp. 214-217.

CONDON, J.R., FERRACANE, J.L., 1997, "In Vitro Wear of Composite with Varied Cure, Filler Level, and Filler Treatment", *Journal of Dental Research*, v. 76, pp. 1405-1411.

DEBNATH, S., RANADE, R., WUNDER, S.L., McCOOL, J., BOBERICK, K., BARAN, G., 2004, "Interface Effects on Mechanical Properties of Particle-Reinforced Composites", *Dental Materials*, v. 20, pp. 677-686.

DENTAL ADVISOR, *Fiber Reinforced Composites*, 1998, v. 15, n° 2, pp. 2-5.

DIETER, G.E., 1981, *Metalurgia Mecânica*, 2ª edição, Rio de Janeiro, Ed. Guanabara Koogan.

DOUGLAS, R.D., 2000, "Color Stability of New-Generation Indirect Resins for Prosthodontic Application", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 83, n° 2, pp. 166-170.

DYER, S.R., SORENSEN, J.A., 2000, "Fiber Reinforced Composite and Ceramometal Fixed Partial Denture Fracture Comparisons", *Journal of Dental Research*, v. 79, abstract 925, pp. 259.

DYER, S.R., LASSILA, L.V.J., JOKINEN, M., VALLITTU, P.K., 2004, "Effect of Fiber Position and Orientation on Fracture Load of Fiber-Reinforced Composite", *Dental Materials*, v. 20 pp. 947-955.

EL-ABRASHI, M.K., CRAIG, R.G., PEYTON, F.A., "Experimental Stress Analysis of Dental Restorations, VII: Structural Design and Stress Analysis of Fixed Partial Dentures", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 23, n° 2, pp. 177-186.

ELLAKWA, A., SHORTALL, A., SHEHATA, M., MARQUIS, P., 2001a, "Influence of Veneering Composite Composition on the Efficacy of Fiber-Reinforced Restorations (FRR)", *Operative Dentistry*, v. 26, pp. 467-475.

ELLAKWA, A.E., SHORTALL, A.C., SHEHATA, M.K., MARQUIS, P.M., 2001b, "The Influence of Fibre Placement and Position on the Efficiency of Reinforcement of Fibre Reinforced Composite Bridgework", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 28, pp. 785-791.

ELLAKWA, A.E., SHORTALL, A.C., MARQUIS, P.M., 2002a, "Influence of Fiber Type and Wetting Agent on the Flexural Properties of an Indirect Fiber Reinforced Composite", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 88, pp. 485-490.

ELLAKWA, A.E., SHORTALL, A.C., SHEHATA, M.K., MARQUIS, P.M., 2002b, "Influence of Bonding Agent Composition on Flexural Properties of an Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Fiber-Reinforced Composite", *Operative Dentistry*, v. 27, pp. 184-191.

ELLAKWA, A., SHORTALL, A., MARQUIS, P., 2003 "Influence of Fibre Position on the Flexural Properties and Strain Energy of a Fibre-Reinforced Composite", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 30, pp. 679-682.

FREILICH, M.A., DUNCAN, J.P., MEIERS, J.C., GOLDBERG, A.J., 1998a, "Preimpregnated, Fiber-Reinforced Prostheses. Part I. Basic Rationale and Complete-Coverage and Intracoronal Fixed Partial Denture Designs", *Quintessence International*, v. 29, n° 11, pp. 689-696.

FREILICH, M.A., KARMAKER, A.C., BURSTONE, C.J., GOLDBERG, A.J., 1998b, "Development and Clinical Applications of a Light-Polymerized Fiber-Reinforced Composite", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 80, pp. 311-318.

FREILICH, M.A., MEIERS, J.C., DUNCAN, J.P., GOLDBERG, A.J., 2000, *Fiber-Reinforced Composite in Clinical Dentistry*, 1ª edição, Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc.

FREILICH, M.A., MEIERS, J.C., DUNCAN, J.P., ECKROTE, K.A., GOLDBERG, A.J., 2002, "Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Fixed Bridges", *Journal of American Dental Association*, v. 133, pp. 1524-1534.

FRISKOPP, J., BLOMLOF, L., 1984, "Intermediate Fiberglass Splints", *The Journal of Prosthetic Dentistry*", v. 51, pp. 334-337.

GIBSON, R.F., 1994, *Principles of Composite Material Mechanics*, Singapura, Mc Graw-Hill.

GIORDANO II, R., 2000, "Fiber Reinforced Composite Resin Systems", *General Dentistry*, pp. 244-249.

GÖHRING, T.N., MÖRMANN, W.H., LUTZ, F., 1999, "Clinical and Scanning Electron Microscopic Evaluation of Fiber-Reinforced Inlay Fixed Partial Dentures: Preliminary Results after One Year", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 82, pp. 662-668.

GÖHRING, T.N., SCHMIDLIN, P.R., LUTZ, F., 2002, "Two-Year Clinical and SEM Evaluation of Glass-Fiber-Reinforced Inlay Fixed Partial Dentures", *American Journal of Dentistry*, v. 15, n° 1, pp. 35-40.

GOLDBERG, A.J., BURSTONE, C.J., 1992, "The Use of Continuous Fiber Reinforcement in Dentistry", *Dental Materials*, v. 8, pp. 197-202.

GOLDBERG, A.J., FREILICH, M.A., HASER, K.A., AUDI, J.H., 1998, "Flexure Properties and Fiber Architecture of Commercial Fiber Reinforced Composites", *Journal of Dental Research*, v. 77, abstract 967, pp. 226.

HAMZA, T.A., ROSENSTIEL, S.F., ELHOSARY, M.M., IBRAHEEM, R.M., 2004, "The Effect of Fiber Reinforcement on the Fracture Toughness and Flexural Strength of Provisional Restorative Resins", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 91, n°3, pp. 258-264.

JAGGER, D.C., HARRISON, A., JANDT, K.D., 1999, "The Reinforcement of Dentures", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 26, pp. 185-194.

JOHN, J., GANGADHAR, S.A., SHAH, I., 2001, "Flexural Strength of Heat-Polymerized Polymethyl Methacrylate Denture Resin Reinforced with Glass, Aramid, or Nylon Fibers", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 86, pp. 424-427.

JOHNSON, W.W., DHURU, V.B., BRANTLEY, W.A., 1993, "Composite Microfiller Content and its Effect on Fracture Toughness and Diametral Tensile Strength", *Dental Materials*, v. 9, pp. 95-98.

KANIE, T., ARIKAWA, H., FUJII, K., BAN, S., 2002, "Mechanical Properties of Reinforced Denture Base Resin: The Effect of Position and the Number of Woven Glass Fibers", *Dental Materials Journal*, v. 21, pp. 261-269.

KERN, M., DOUGLAS, W.H., FECHTIG, T. *et al.*, 1993, "Fracture Strength of All-Porcelain, Resin-Bonded Bridges After Testing in an Artificial Oral Environment", *Journal of Dentistry*, v. 21, pp. 117-121.

KERN, M., STRUB, J.R., LÜ, X.-Y., 1999, "Wear of Composite Resin Veneering Materials in a Dual-Axis Chewing Simulator", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 26, pp. 372-378.

KIM, K.-H., ONG, J.L., OKUNO, O., 2002, "The Effect of Filler Loading and Morphology on the Mechanical Properties of Contemporary Composites", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 87, n° 6, pp. 642-649.

KIM, S.H., WATTS, D.C., 2004, "Effect of Glass-Fiber Reinforcement and Water Storage on Fracture Toughness ( $K_{IC}$ ) of Polymer-Based Provisional Crown and FPD Materials", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 17, pp. 318-322.

KNOBLOCH, L.A., KERBY, R.E., SEGHI, R. *et al.*, 2002, "Fracture Toughness of Packable and Conventional Composite Materials", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v.88, n° 3, pp. 307-313.

KOLBECK, C., ROSENTRITT, M., BEHR, M., LANG, R., HANDEL, G., 2002a, "In Vitro Study of Fracture Strength and Marginal Adaptation of Polyethylene-Fibre-Reinforced-Composite versus Glass-Fibre-Reinforced-Composite Fixed Partial Dentures", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 29, pp. 668-674.

KOLBECK, C., ROSENTRITT, M., BEHR, M., LANG, R., HANDEL, G., 2002b, "In Vitro Examination of the Fracture Strength of 3 Different Fiber-Reinforced Composite and 1 All-Ceramic Posterior Inlay Fixed Partial Denture Systems", *Journal of Prosthodontics*, v. 11, n° 4, pp. 248-253.

KREJCI, I., BORETTI, R., GIEZENDANNER, P., LUTZ, F., 1998, "Adhesive Crowns and Fixed Partial Dentures Fabricated of Ceromer/FRC: Clinical and Laboratory Procedures", *Practical Periodontics & Aesthetic Dentistry*, vol, 10, n° 4, pp. 487-498.

LADIZESKY, N.H., CHOW, T.W., 1992, "Reinforcement of Complete Denture Bases with Continuous High Performance Polyethylene Fibers", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 68, n° 6, pp. 934-939.

LAPPALAINEN, R., YLI-URPO, A., SEPPA, L., 1989, "Wear of Dental Restorative and Prosthetic Materials in Vitro", *Dental Materials*, v. 5, pp. 35-37.

LASSILA, L.V.J., VALLITTU, P.K., 2004, "The Effect of Fiber Position and Polymerization Condition on the Flexural Properties of Fiber-Reinforced Composite", *The Journal of Contemporary Dental Practice*, v. 5, n° 2, pp. 14-26.

LATTA, M.A., BARKMEIER, W.W., 1998, "Dental Adhesives in Contemporary Restorative Dentistry", *Dental Clinics of North America*, v. 42, n°. 4, pp. 567-577.

LEINFELDER, K.F., 1997, "New Developments in Resin Restorative Systems", *Journal of American Dental Association*, v.128, pp. 573-581.

LIM, B.S., FERRACANE, J.L., CONDON, J.R., ADEY, J.D., 2002, "Effect of Filler Fraction and Filler Surface Treatment on Wear of Microfilled Composites", *Dental Materials*, vol. 18, pp. 1-11.

LOOSE, M., ROSENTRITT, M., LEIBROCK, A., *et al.*, 1998, "In Vitro Study of Fracture Strength and Marginal Adaptation of Fibre-Reinforced-Composite versus All Ceramic Fixed Partial Dentures", *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, v. 6, n° 2, pp. 55-62.

LUTZ, F., GÖHRING, T.N., 2000, "Fiber-Reinforced Inlay Fixed Partial Dentures: Maximum Preservation of Dental Hard Tissue", *Journal of Esthetic Dentistry*, v. 12, n° 3, pp. 164-171.

MALQUARTI, G., BERRUET, R.G., BOIS, D., 1990, "Prosthetic Use of Carbon Fiber-Reinforced Epoxy Resin for Esthetic Crowns and Fixed Partial Dentures", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 63, n° 3, pp.251-257.

MANDIKOS, M.N., McGIVNEY, G.P., DAVIS, E. *et al.*, 2001, "A Comparison of the Wear Resistance and Hardness of Indirect Composite Resins", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 85, n° 4, pp. 386-395.

MANHART, J., KUNZELMANN, K.-H., CHEN, H.Y., HICKEL, R., 2000, "Mechanical Properties and Wear Behavior of Light-Cured Packable Composite Resins", *Dental Materials*, v. 16, pp. 33-40.

MANLEY, T.R., BOWMAN, A.J., COOK, M., 1979, "Denture Bases Reinforced with Carbon Fibres", *British Dental Journal*, pp. 25-32.

MAZUR, I., 2003, *Odontologia com Fibra: Atlas de Compósitos Reforçados*, 1ª edição, Rio de Janeiro.

MEIERS, J.C., DUNCAN, J.P., FREILICH, M.A., GOLDBERG, A.J., 1998, "Preimpregnated, Fiber-Reinforced Prostheses. Part II. Direct Applications: Splints and Fixed Partial Dentures", *Quintessence International*, v. 29, pp. 761-768.

MEIERS, J.C., KAZEMI, R.B., DONADIO, M., 2003, "The Influence of Fiber Reinforcement of Composites on Shear Bond Strengths to Enamel", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 89, pp. 388-393.

MONACO, C., FERRARI, M., MICELI, G.P., SCOTTI, R., 2003, "Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Composite Inlay FPDs", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 16, n° 3, pp. 319-325.

NAKAMURA, T., WAKI, T., KINUTA, S., TANAKA, H., 2003, "Strength and Elastic Modulus of Fiber-Reinforced Composites Used for Fabricating FPDs", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 16, n° 5, pp. 549-553.

NOHRSTRÖM, T.J., VALLITTU, P.K., YLI-URPO, A., 2000, "The Effect of Placement and Quantity of Glass Fibers on the Fracture Resistance of Interim Fixed Partial Dentures", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 13, n° 1, pp. 72-78.

PORTO, L.P.R.S., FERNANDES, R.M., ZANIQUELLI, O., OLIVEIRA, M.P.M., 2002, "Estudo Comparativo da Resistência à Compressão e à Tração de Três Cerômeros: Artglass, Cesead e Solidex", *Pesquisa Odontológica Brasileira*, v. 16, pp. 189.

PEUTZFELDT, A., ASMUSSEN, E., 1989, "Oxygen-Inhibited Surface Layers on Microfill Pontic", *Acta Odontologica Scandinavica*, v. 47, pp. 31-33.

RAMOS, Jr., V., RUNYAN, D.A., CHRISTENSEN, L.C., 1996, "The Effect of Plasma-Treated Polyethylene Fiber on the Fracture Strength of Polymethyl Methacrylate", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 76, n° 1, pp. 94-96.

ROSENTRITT, M., BEHR, M., LANG, R., HANDEL, G., 2000, "Experimental Design of FPD Made of All-Ceramics and Fibre-Reinforced Composite", *Dental Materials*, v. 16, pp. 159-165.

ROSENTRITT, M., BEHR, M., KOLBECK, C., HANDEL, G., 2001, "In Vitro Repair of Three-Unit Fiber-Reinforced Composite FPDs", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 14, n° 4, pp. 344- 349.

SAMADZADEH, A., KUGEL, G., HURLEY, E. *et al.*, 1997, "Fracture Strengths of Provisional Restorations Reinforced with Plasma-Treated Woven Polyethylene Fiber", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 78, n° 5, pp. 447-450.

SAYGILI, G., SAHMALI, S.M., DEMIREL, F., 2003, "The Effect of Placement of Glass Fibers and Aramid Fibers on the Fracture Resistance of Provisional Restorative Materials", *Operative Dentistry*, v. 28, pp. 80-85.

SCHREIBER, C.K., 1971, "Polymethylmethacrylate Reinforced with Carbon Fibres", *British Dental Journal*, v. 130, pp. 29-30.

SMITH, D.C., 1962, "Recent Developments and Prospects in Dental Polymer", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 12, pp. 1066.

SÖDERHOLM, K.J.-M., SHANG, S.W., 1993, "Molecular Orientation of Silane at the Surface of Colloidal Silica", *Journal of Dental Research*, v. 72, pp. 1050.

STIPHO, H.D., 1998, "Effect of Glass Fiber Reinforcement on Some Mechanical Properties of Autopolymerizing Polymethyl Methacrylate", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 79, n° 5, pp. 580-584.

SPYRIDES, S.M.M., 2003, *Estudo Comparativo in Vitro do Comportamento Mecânico de uma Matriz de Cerômero reforçada Por Dois Tipos de Fibras (Polietileno e Vidro)*, Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

SPYRIDES, S.M.M., BASTIAN, F.L., 2004, "In Vitro Comparative Study of the Mechanical Behavior of a Composite Matrix Reinforced by Two Types of Fibers (Polyethylene and Glass)", *Materials Science and Engineering C*, v. 24, pp. 671-677.

SOLNIT, G.S., 1991, "The Effect of Methyl Methacrylate Reinforcement with Silane-Treated and Untreated Glass Fibers", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 66, pp. 310-314.

SONG, H.Y., YI, Y.J., CHO, L.R., PARK, D.Y., 2003, "Effects of Two Preparation Designs and Pontic Distance on Bending and Fracture Strength of Fiber-Reinforced Composite Inlay Fixed Partial Dentures", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 90, pp. 347-353.

TOUATI, B., AIDAN, N., 1997, "Second Generation Laboratory Composite Resins for Indirect Restorations", *Journal of Esthetic Dentistry*, v. 9, n° 3, pp. 108-118.

TU, S.J., CAMPBELL, S.D., 1998, "Comparison of Artglass and Targis Translucency to Porcelain Veneer Materials", *Journal of Dental Research*, v. 77, AADR abstract n° 184, pp. 128.

UZUN, G., HERSEK, N., TINÇER, T., 1999, "Effect of Five Woven Fiber Reinforcements on the Impact and Transverse Strength of a Denture Base Resin", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 81, n° 5, pp. 616-620.

VALLITTU, P.K., LASSILA, V.P., 1992, "Reinforcement of Acrylic Resin Denture Base Material with Metal or Fibre Strengtheners", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 19, pp. 225-230.

VALLITTU, P.K., 1993, "Comparison of Two Different Silane Compounds Used for Improving Adhesion Between Fibres and Acrylic Denture Base Material", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 20, pp. 533-539.

VALLITTU, P.K., LASSILA, V.P., LAPPALAINEN, R., 1994a, "Transverse Strength and Fatigue of Denture Acrylic-Glass Fiber Composite", *Dental Materials*, v. 10, pp. 116-121.

VALLITTU, P.K., LASSILA, V.P., LAPPALAINEN, R., 1994b, Acrylic Resin-Fiber Composite – Part I: the Effect of Fiber Concentration on Fracture Resistance", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 71, pp. 607-612.

VALLITTU, P.K., 1996, "Comparison of the *in vitro* Fatigue Resistance of an Acrylic Resin Removable Partial Denture Reinforced with Continuous Glass Fibers or Metal Wires", *Journal of Prosthodontics*, v. 5, pp. 115-121.

VALLITTU, P.K., 1997a, "Oxygen Inhibition of Autopolymerization of Polymethylmethacrylate-Glass Fibre Composite", *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v. 8, pp. 489-492.

VALLITTU, P.K., 1997b, "Ultra-High Modulus Polyethylene Ribbon as Reinforcement for Denture Polymethyl Methacrylate: a Short Communication", *Dental Materials*, v. 13, pp. 381-382.

VALLITTU, P.K., 1997c, "Curing of a Silane Coupling Agent and its Effect on the Transverse Strength of Autopolymerizing Polymethylmethacrylate-Glass Fibre Composite", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 24, pp. 124-130.

VALLITTU, P.K., NARVA, K., 1997, "Impact Strength of a Modified Continuous Glass Fibre-Poly(methyl Methacrylate)", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 10, n°2, pp. 142-148.

VALLITTU, P.K., 1998a, "The Effect of Glass Fiber Reinforcement on the Fracture Resistance of a Provisional Fixed Partial Denture", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 79, n° 2, pp. 125-130.

VALLITTU, P.K., 1998b, "Some Aspects of the Tensile Strength of Unidirectional Glass Fibre-Polymethyl Methacrylate Composite Used in Dentures", *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 25, pp. 100-105.

VALLITTU, P.K., RUYTER, I.E., EKSTRAND, K., 1998, "Effect of Water Storage on the Flexural Properties of E-Glass and Silica Fibers Acrylic Resin Composite", *The International Journal of Prosthodontics*, v. 11, pp. 340-350.

VALLITTU, P.K., 1999a, "Prosthodontic Treatment with a Glass Fiber-Reinforced Resin-Bonded Fixed Partial Denture: a Clinical Report", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 82, pp. 132-135.

VALLITTU, P.K., 1999b, "Flexural Properties of Acrylic Resin Polymers Reinforced with Unidirectional and Woven Glass Fibers", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 81, n° 3, pp. 318-326.

VALLITTU, P.K., SEVELIUS, C., 2000, "Resin-Bonded, Glass Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures: A Clinical Study", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 84, pp. 413-418.

VALLITTU, P.K., 2004, "Survival Rates of Resin-Bonded, Glass Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures with a Follow-Up of 42 Months: a Pilot Study", *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 91 n° 3, pp. 241-246.

XU, H.H.K., SCHUMACHER, G.E., EICHMILLER, F.C., PETERSON, R.C., ANTONUCCI, J.M., MUELLER, H.J., 2003, "Continuous-Fiber Preform Reinforcement of Dental Resin Composite Restorations", *Dental Materials*, v. 19, pp. 523-530.