

ELSON BRAGA DE MELLO



EFEITO DA INCLUSÃO DE FIBRAS DE VIDRO NA
RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE
DE RESINAS COMPOSTAS INDIRETAS EM FUNÇÃO DA
ESPESSURA E DO PADRÃO DE POLIMERIZAÇÃO

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Rodrigues

São José dos Campos

2004

ADLB

M489i

1617

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A.B.; SILVA, E.A. **Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico**. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2002. 82p.

MELLO, E. B. **Efeito da inclusão de fibras de vidro na resistência flexural e módulo de elasticidade de resinas compostas indiretas em função da espessura e do padrão de polimerização**. 2004. 136f. Tese (Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade em Dentística) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos, 2004.

DEDICATÓRIA

Quando me decidi por iniciar essa caminhada, Deus, Pai zeloso e muito misericordioso, determinou que um *anjo* estivesse comigo. Em sua missão, o *anjo* ofereceu proteção, incentivo, apoio e colaboração em todos os passos do percurso.

Agradeço a Deus por essa bênção e dedico a você, Fernanda, meu *anjo divino* e amada esposa, o fruto deste esforço conjunto! Guarde minha gratidão eterna, meu carinho, admiração e terno amor!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus, Pai Misericordioso, que abençoando nossos sonhos, dá-nos força e coragem para alcançá-los, exigindo de nós tão somente a vontade...

Aos meus queridos e saudosos pais, distantes materialmente, porém presentes em cada momento dessa trajetória, representativa do ideal que plantaram em meu coração!

Aos meus filhos, Rafaela e Hugo, que abriram mão de muitas horas de convivência, em prol de meu aprimoramento e aperfeiçoamento. Que Deus os abençoe!

Aos meus irmãos Elier e Euler, que sempre apoiaram e estimularam-me para novas conquistas.

Aos meus sogros, Carlos Henrique e Lúcia, bem como à Flávia e André, continuamente prontos a auxiliar, absorvendo meu cansaço e mantendo-me o estímulo.

Ao amigo e irmão do coração, Prof Josemar Parreira Guimarães, que me mostrou o caminho e ajudou-me a perceber a própria capacidade de percorrê-lo.

Ao amigo Elison Fonseca, a quem aprendi a admirar, sempre disposto a contribuir com sua capacidade e interesse.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, da Universidade Estadual Paulista, onde encontrei amigos inesquecíveis e recebi grande bagagem intelectual e pessoal, que guardarei com ternura e reconhecimento.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, da qual obtive irrestrito apoio, em especial nos momentos mais difíceis, particularmente da Prof^a Sônia Sotto-Maior Fortes Garcia Rodrigues, Chefe do Departamento de Odontologia Restauradora, e de seu Diretor, Prof. Tit. Henrique Duque de Miranda Chaves Filho, que com seu amor à Escola, dedicou-se incansavelmente ao aprimoramento de seu corpo docente, estreitando os laços com a Faculdade de Odontologia de São José dos Campos e, assim, contribuindo diretamente para esta conquista.

Ao Prof. Dr. José Roberto Rodrigues, que, com sua experiência como Orientador, muito contribuiu para o aprimoramento deste trabalho.

À Prof^a Dra. Regina Célia que, com seu carinho habitual, iniciou a orientação desta pesquisa.

Aos Professores do Curso, que, com grande capacidade e dedicação, ensinaram-me técnica e humanismo.

Aos colegas do curso, Alexandre Borges, Andréa Anido, Cláudio Kubo, Fábio Matuda, Marcelo Bálsamo e Ricardo Amore que, com companheirismo e amizade sinceras, tornaram a convivência não somente alegre, mas de grande prazer. E aos colegas Alexandre Resende, Luzia Coelho e Neuza Picorelli, com quem compartilhei milhares de quilômetros e incontáveis horas de viagem; com vocês aprendi e cresci, aprimorando conceitos e valorizando a vida! Foi uma honra compartilhar a caminhada com vocês!

Aos funcionários da FOSJC, atenciosos e eficientes, e, de modo especial, às secretárias de Pós-Graduação, Rose, Erena e Aparecida, à Liliane Franchitto, Neide Nascimento e Ângela Bellini, sempre prontas a contribuir com sua experiência.

Ao Prof Ivan Balduci, prestimoso e de grande boa-vontade, e ao Prof Luiz Cláudio Ribeiro, igualmente gentil e capaz, pela assistência na análise estatística.

Aos Técnicos em Prótese Dentária Jackweline Marx e João Paulo Sudrè, competentes, solidários e atenciosos, responsáveis pela confecção dos corpos-de-prova.

Às empresas Angelus, Heraeus Kulzer, KerrLab e Ivoclar Vivadent, que cederam, total ou parcialmente, os materiais necessários ao desenvolvimento da pesquisa.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	7
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	8
RESUMO	9
1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1 Normatização	14
2.2 Resinas compostas indiretas	15
2.3 Resinas compostas indiretas reforçadas por fibras	33
2.4 Avaliações clínicas	73
3 PROPOSIÇÃO	83
4 MATERIAL E MÉTODO	84
4.1 Definição dos grupos	84
4.2 Preparo dos corpos-de-prova	87
4.3 Teste de flexão	94
5 RESULTADOS	97
5.1 Análise estatística do fator material	100
5.2 Análise estatística do fator reforço	102
5.3 Análise estatística do fator espessura	106
6 DISCUSSÃO	112
7 CONCLUSÃO	125
8 REFERÊNCIAS	126
APÊNDICE A	133
ABSTRACT	136

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Esquema representativo dos grupos de testes	86
FIGURA 2 -	Resinas compostas indiretas e fibras de vidro utilizadas	89
FIGURA 3 -	Matriz de aço inoxidável	89
FIGURA 4 -	Preparo da matriz e inserção da resina composta .	91
FIGURA 5 -	Unidades polimerizadoras	91
FIGURA 6 -	Preparo da fibra de vidro e inserção na matriz de aço	93
FIGURA 7 -	Máquina universal de ensaios EMIC DL2000	94
FIGURA 8 -	Teste de flexão	95
FIGURA 9 -	Fórmula de cálculo de resistência flexural	95
FIGURA 10 -	Fórmula de cálculo de módulo de elasticidade	96
FIGURA 11 -	Ensaio de flexão do grupo B15	97
FIGURA 12 -	Ensaio de flexão do grupo BF15	98
FIGURA 13 -	Valores médios de resistência flexural dos grupos de 2mm de espessura, com ou sem inclusão de fibras de reforço	103
FIGURA 14 -	Valores médios de módulo de elasticidade dos grupos de 2mm de espessura, com ou sem inclusão de fibras de reforço	104
FIGURA 15 -	Médias de carga máxima de ruptura dos corpos-de-prova de Artglass, com ou sem inclusão de fibras de reforço, nas várias espessuras	110
FIGURA 16 -	Médias de carga máxima de ruptura dos corpos-de-prova de BelleGlass, com ou sem inclusão de fibras de reforço, nas várias espessuras	110
FIGURA 17 -	Médias de carga máxima de ruptura dos corpos-de-prova de Targis, com ou sem inclusão de fibras de reforço Vectris, nas várias espessuras	111
FIGURA 18 -	Médias de carga máxima de ruptura dos corpos-de-prova de Targis, com ou sem inclusão de fibras de reforço Fibrex, nas várias espessuras	111

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

α = alfa

° = grau

°C = grau Celsius

% = por cento

cm = centímetro

DP = desvio-padrão

GPa = gigapascal

h = hora

Hz = Hertz

psi = libra por polegada ao quadrado

MPa = mega-pascal

μm = micrômetro

MEV = microscopia eletrônica de varredura

min = minuto

mm = milímetro

mm/min = milímetro por minuto

ms = milissegundo

mW/cm^2 = miliWatt por centímetro quadrado

nm = nanômetro

N = Newton

N/s = Newton por segundo

PPF = prótese parcial fixa

kgf = quilograma-força

kN = quilonewton

rpm = rotação por minuto

s = segundo

USPHS = *United States Public Health Service*

W = watt

MELLO, E. B. **Efeito da inclusão de fibras de vidro na resistência flexural e módulo de elasticidade de resinas compostas indiretas em função da espessura e do padrão de polimerização.** 2004. 136f. Tese (Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Especialidade em Dentística) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos, 2004.

RESUMO

Este estudo *in vitro* avaliou a influência da inclusão de fibras de vidro em resinas compostas indiretas, visando confirmar a possibilidade de redução de sua espessura, sem prejuízo à resistência flexural e módulo de elasticidade. Foram constituídos 18 grupos de três materiais restauradores, cada um com diferente padrão de polimerização (Artglass – Heraeus Kulzer; BelleGlass – KerrLab e Targis – Ivoclar Vivadent), em três diferentes espessuras (1mm; 1,5mm e 2mm), sem ou com inclusão de fibras (Fibrex Medial, Angelus e Vectris, Ivoclar Vivadent), além de três grupos experimentais, de diferentes espessuras, associando Targis/Fibrex. Os corpos-de-prova (25x2x2mm) foram armazenados em água destilada a 37°C por 24h, e, após, submetidos a ensaio de flexão em máquina universal de ensaios (EMIC DL2000). Os resultados, analisados por ANOVA *one-way* e testes de Dunnet e Tukey ($\alpha=0,05$), apontaram diferenças entre os materiais, com BelleGlass exibindo maiores médias de resistência flexural e módulo de elasticidade, e, ainda, aumento significativo da resistência flexural em todos os materiais quando reforçados por fibras, sem benefício ao módulo de elasticidade. A fibra Fibrex foi superior à Vectris, sem diferença estatística. Em relação às espessuras, verificou-se que os espécimes de 1mm, com reforço, exibiram comportamento semelhante aos de 2mm, sem reforço, com todos os materiais. Foi possível concluir que a inclusão de fibras de vidro propiciou aumento da resistência flexural dos materiais testados, sugerindo viabilidade da redução de desgaste dentário sem prejuízo às propriedades flexurais.

PALAVRAS-CHAVE: Resinas compostas, laboratoriais, polimerização; vidro, fibras, resistência flexural.

1 INTRODUÇÃO

A restauração de dentes posteriores em que se aliem propriedades físicas e mecânicas adequadas à exigência estética na atualidade tem sido o objetivo de grande parte dos pesquisadores. Neste sentido, o advento das resinas compostas na década de 60 e o avanço tecnológico dos materiais poliméricos nos últimos anos têm possibilitado a obtenção de restaurações posteriores com preparos mais conservadores e estética superior àquelas até então possíveis.

A combinação da tecnologia dos materiais cerâmicos e poliméricos possibilitou o desenvolvimento de resinas compostas para uso indireto (DUKE²⁶, 1999). A composição básica das resinas compostas laboratoriais é similar à das resinas compostas diretas, contudo, a maior quantidade de partículas inorgânicas com menor tamanho, o emprego de novas matrizes orgânicas poliméricas em substituição ao Bis-GMA, os métodos de polimerização complementar e a adição de componentes cerâmicos são algumas das melhorias apresentadas por esses sistemas restauradores (CONCEIÇÃO²², 2000).

Estes materiais têm apresentado utilização crescente, sendo indicados para *inlays*, *onlays*, coroas totais, recobrimento de subestruturas metálicas e, quando reforçadas por fibras, para pequenas próteses fixas (BOTTINO et al.¹¹, 2001; BEHR et al.⁸, 2001; KOLBECK et al.⁴⁸, 2002; BEHR et al.¹⁰, 2003). Estudos clínicos têm demonstrado resultados satisfatórios em médio prazo, ensejando a continuidade de sua indicação para restaurações indiretas posteriores (TRUSHKOWSKY⁶⁷, 1997; MONACO et al.⁵⁵, 2001; FREILICH et al.³³, 2002).

Touati & Aidan⁶⁶ (1997) destacaram que as restaurações indiretas permitem aos clínicos obter melhor contato proximal, excelente morfologia oclusal e boa adaptação marginal, com menor contração de polimerização dos agentes cimentantes resinosos. Estas vantagens estimularam o desenvolvimento das resinas compostas indiretas. Na década de 80 surgiu a primeira geração desses materiais, exemplificada por produtos como o Dentacolor (Heraeus Kulzer) e o Isosit (Ivoclar Vivadent). Suas propriedades mecânicas limitadas como baixa resistência flexural, com fragilidade das cristas, cúspides e istmo; resistência insuficiente às cargas oclusais, com elevado índice de desgaste oclusal, além de pequena estabilidade de cor, reduziram sua utilização clínica (ARAÚJO⁴, 2002).

Em meados da década de noventa foram disponibilizadas comercialmente novas resinas para uso indireto, denominadas polímeros de vidro ou cerômeros com propriedades mecânicas significativamente melhoradas em relação às primeiras resinas compostas indiretas, face à sua diferente composição. Enquanto aquelas eram compostas principalmente de material resinoso, os cerômeros o são, fundamentalmente, de cargas cerâmicas de diferentes tamanhos, misturadas a uma matriz orgânica, originando uma estrutura inorgânica tridimensional (DUKE²⁶, 1999; ARAÚJO⁴, 2002). Essa distinção entre materiais com finalidades semelhantes suscitou o surgimento de uma classificação e a definição de parâmetros para enquadramento de materiais resinosos de uso indireto como cerômeros. Assim, Touati & Aidan⁶⁶ (1997) sugeriram a divisão em *primeira geração* para os materiais resinosos lançados na década de oitenta, e em *segunda geração* para os cerômeros, apresentando critérios para inclusão neste grupo. Alguns materiais resinosos para uso indireto recentemente disponibilizados não se enquadrariam como cerômeros, incluindo-se em uma terceira categoria, as *resinas compostas laboratoriais intermediárias*. Como exemplos dessa categoria inserem-se resinas como Cesead (Kuraray),

Solidex (Shofu), Vita Zeta (Vident), Tetric Lab (Vivadent), Herculite XRV Lab (KerrLab), dentre outras. Dentre aqueles que atendem aos parâmetros preconizados, sendo classificados como cerômeros, exemplificam-se Conquest (Jeneric Pentron), Artglass (Heraeus Kulzer), Targis (Ivoclar Vivadent) e BelleGlass (KerrLab).

Uma das importantes vantagens das restaurações poliméricas indiretas é a possibilidade de polimerização adicional à obtida com luz visível. Conforme Dickerson²⁵ (1991), a taxa de conversão para as restaurações fotoativadas é de 55% a 65% e, quando há polimerização adicional por calor, a 125°C, o grau de conversão alcança de 80% a 85%. Peutzfeldt & Asmussen⁵⁸ (2000) ratificaram, informando que a polimerização complementar por calor a 110°C, em estudo laboratorial, aumentou o grau de conversão para duas resinas compostas de uso direto em, aproximadamente, 30%. Quando se acrescenta à luz e calor também pressão, a conversão pode atingir 98% (GARONE NETTO & BURGER³⁵, 1998; BOTTINO et al.¹¹, 2001).

A resina composta indireta Artglass (Heraeus Kulzer) é polimerizada somente por fotoativação, enquanto a Targis (Ivoclar Vivadent) recebe também calor e a BelleGlass (KerrLab) recebe, além de luz e calor, também pressão. É possível que a maior conversão de monômeros daquelas que recebem calor e pressão influencie na resistência flexural. Algumas pesquisas reforçam essa hipótese, como a conduzida por Reinhardt et al.⁶¹ (1994), que, ao associar calor à fotopolimerização, obtiveram aumento na resistência flexural de resinas laboratoriais de primeira geração de aproximadamente 11% em relação às mesmas resinas quando irradiadas somente por luz. Brosh et al.¹³ (2002), associando pressão, ampliaram a resistência à tração diametral em 33% e a rigidez em 70%.

A extensão do uso das resinas indiretas para próteses fixas se deu a partir do desenvolvimento de fibras de reforço, as quais contribuíram para uma significativa melhoria de suas propriedades físicas

e mecânicas (BEHR et al.⁸, 2001; ELLAKWA et al.³⁰, 2001; GOMES et al.³⁸, 2002). Essas fibras podem ser de vidro, polietileno, aramida ou carbono, sendo que as duas primeiras atendem ao requisito estético e as de vidro alcançam maiores valores de resistência flexural (BAE et al.⁵, 2001; ARAÚJO⁴, 2002; ELLAKWA et al.³¹, 2002; JAIN & COBB⁴³, 2002). Quando o cerômero Targis (Ivoclar Vivadent) é associado à fibra de vidro Vectris (Ivoclar Vivadent), sua resistência flexural se eleva significativamente, superando 1.000MPa segundo Gomes et al.³⁸, 2002.

Uma nova fibra de vidro para prótese fixa (FibreX-Lab, Angelus) está disponível. Em testes desenvolvidos pelo fabricante, sua resistência flexural alcança 612MPa, enquanto a fibra FibreKor (Jeneric Pentron) exhibe 471MPa e a Vectris (Ivoclar Vivadent), 736MPa*.

Nos preparos cavitários para *onlays*, coroas ou pilares de próteses fixas com cerômeros, vários autores sugerem desgastes de 2mm nas cúspides de contenção cêntrica (GARONE NETTO & BURGER³⁶, 1998; CONCEIÇÃO²³, 2000; ARAÚJO⁴, 2002; CARDOSO et al.¹⁶, 2002; GOMES & GOMES³⁷, 2002). Entretanto, a melhoria das propriedades mecânicas desses materiais quando reforçados por fibras de vidro permite considerar que uma redução neste desgaste talvez seja possível sem comprometer suas propriedades mecânicas. Deste modo, o objetivo será avaliar se a inclusão de fibras de vidro, em espécimes de cerômeros de menor espessura, oferece propriedades flexurais semelhantes às de espessura convencional, ensejando o desenvolvimento de avaliações clínicas que ratifiquem a possibilidade de menor desgaste de estrutura dental sadia, com boa longevidade das restaurações.

* ALCÂNTARA, R.Q.M. **Fibras de reforço**. Londrina: Angelus, Soluções em Odontologia, 2003. 39 diapositivos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Com a intenção de distribuir de maneira didática o conjunto teórico que fundamenta o trabalho, a revisão da literatura foi subdividida em quatro tópicos: normatização, resinas compostas indiretas, resinas compostas indiretas reforçadas por fibras e avaliações clínicas.

2.1 Normatização

Conforme Anusavice³ (1998), a ISO, *International Organization for Standardization*, é uma organização internacional composta por organizações de padrões nacionais de mais de oitenta países, cujo objetivo é desenvolver padrões internacionais. Um dos comitês técnicos que a compõem é a ISO/TC-106-Odontologia, responsável pela padronização de terminologia, métodos para teste e especificações para materiais dentários, instrumentos, aparelhos e equipamentos odontológicos. O autor ressaltou que "o benefício de tais especificações para a odontologia tem valor inestimável, uma vez que o fornecimento e a demanda por materiais, instrumentos e dispositivos abrangem o mundo todo".

As especificações da *International Organization for Standardization** (ISO) podem ser obtidas *on-line*. Dentre aquelas direcionadas a materiais dentários, a norma ISO 10477⁴¹ (1992) contempla materiais poliméricos utilizados laboratorialmente para confecção de coroas ou próteses fixas, englobando os seguintes aspectos: biocompatibilidade, profundidade de polimerização, acabamento de superfície, resistência flexural, absorção de água, solubilidade, translucência e estabilidade de cor. Relativamente à resistência flexural, a norma estabelece parâmetros para realização de testes, definindo os instrumentos a serem utilizados, preparação dos corpos-de-prova, procedimentos, forma de cálculo e expressão dos resultados, além de sua interpretação.

2.2 Resinas compostas indiretas

Em publicação de 1990, Jackson & Fergusson⁴² apresentaram um roteiro das técnicas clínica e laboratorial para confecção de restaurações *inlay* e *onlay* em resina laboratorial polimerizada por calor e pressão, ressaltando a importância de preparo cavitário com 1,5mm a 2mm de profundidade e istmos de 2mm de largura. Os autores advogaram ainda que, nos casos de *onlays*, a redução das cúspides deve ser de, no mínimo, 1,5mm.

Ruyter⁶², em publicação de 1992, discorreu sobre as resinas compostas laboratoriais para *inlays* então disponíveis, ressaltando que muitas delas possuíam a mesma composição das resinas compostas

* INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. Catalogue list page. Disponível em: <http://www.iso.ch/iso/en/CatalogueListPage.CatalogueList?ICS1=11&ICS2=60&ICS3=10>. Acesso em: 06 jun 2004.

de uso direto, enquanto algumas apresentavam uma composição igual ou semelhante à dos materiais resinosos para coroas e próteses fixas. Segundo o autor, uma alta taxa de conversão do metacrilato de dupla ligação durante a polimerização, que deveria ser da ordem de 90%, só era atingida com o material Isosit (Ivoclar Vivadent), com polimerização por luz e calor, enquanto uma conversão de aproximadamente 70% após uma segunda ativação por luz e calor era obtida com os materiais para *inlays* de mesma composição das resinas compostas para uso direto. Ainda, esclareceu que os materiais fotopolimerizáveis, submetidos à polimerização adicional com calor entre 50° e 150°C, exibiam uma conversão adicional de 3,8%. Este acréscimo de conversão após tratamento com calor seria devido à reação dos monômeros residuais. Tanto um tratamento secundário por calor, quanto uma polimerização secundária por luz e calor seriam acompanhadas por mudanças consideráveis no material. O autor concluiu que um processo secundário de tratamento por luz e calor, ou somente por calor, aparentemente introduziria um sistema mais estável e com melhores propriedades mecânicas em relação àqueles de polimerização exclusivamente por luz, como os de uso direto.

Touati & Aidan⁶⁶ (1997) publicaram um artigo de revisão de literatura com objetivo de apresentar as propriedades físicas e mecânicas de materiais poliméricos para restaurações indiretas – cerômeros, classificados por eles como de segunda geração, comparando-as com as propriedades de materiais considerados como de primeira geração, e, ainda, apresentando suas possibilidades clínicas. Segundo os autores, a primeira geração de resinas compostas indiretas (Dentacolor, Heraeus Kulzer; SR Isosit, Ivoclar Vivadent; Visio-Gem, ESPE) era constituída de resinas compostas microparticuladas e apresentava alto índice de fracasso em virtude da baixa resistência flexural (60MPa a 80MPa), baixo módulo de elasticidade (2GPa a 3,5GPa)

e baixa resistência ao desgaste abrasivo. Estas desvantagens deviam-se à pequena percentagem de partículas de carga e alta percentagem de matriz resinosa. Desta forma, estes materiais ficavam sujeitos à fratura, instabilidade de cor e desgaste oclusal. A segunda geração de resinas compostas laboratoriais (resinas compostas microhíbridas) apresenta como propriedades físicas e mecânicas uma resistência flexural entre 120MPa e 160MPa, alta percentagem em volume de partículas de carga inorgânicas (aproximadamente 66%), mínima contração de polimerização, união à subestrutura metálica de coroas e próteses parciais fixas e resistência à abrasão semelhante à do esmalte. Para os autores, de acordo com este critério, se enquadrariam nesta classificação, por exemplo, os materiais Conquest (Jeneric Pentron), Artglass (Heraeus Kulzer), Columbus (Cendres & Metaux), Targis (Ivoclar Vivadent) e BelleGlass HP (KerrLab). Suas propriedades físicas permitem sua indicação para diversas situações clínicas, tais como *inlays/onlays*, coroas veneer, coroas totais, restaurações sobre implantes e carga progressiva em próteses sobre implantes. Como vantagens de seu uso, destacaram facilidade de reparo diretamente na cavidade bucal, modificação e/ou ajuste de contatos proximais e redução do estresse oclusal em casos de bruxismo devido à sua elasticidade. Alguns materiais da segunda geração requerem polimerização por luz e calor, como Targis e Conquest e outros por luz, calor e pressão, como BelleGlass, o que permite uma melhor taxa de conversão de monômeros. Os autores apresentaram, ainda, uma terceira categoria de materiais resinosos para uso indireto, que não se enquadrariam como cerômeros por não atenderem a todas as características requeridas, sendo consideradas resinas compostas laboratoriais intermediárias. Como exemplos dessa categoria inserem-se os materiais Cesead (Kuraray), Solidex (Shofu), Vita Zeta (Vident), Tetric Lab (Vivadent) e Herculite XRV Lab (KerrLab).

Em artigo de relato de casos clínicos de 1997, Trushkowsky⁶⁷ ressaltou o advento de resinas compostas indiretas de segunda geração denominados cerômeros, citando marcas comerciais como Targis (Ivoclar Vivadent), BelleGlass (KerrLab) e Artglass (Heraeus Kulzer). O autor mostrou detalhadamente os passos de confecção de *inlays* e *onlays*, ressaltando a importância de uma redução de 1,5mm a 2mm. Foi destacado, ainda, que os cerômeros promovem um aumento significativo das propriedades físicas e mecânicas em relação a outras resinas compostas indiretas que os precederam, de acordo com estudos conduzidos por seus fabricantes, e que poderiam ser indicados em várias situações clínicas tais como *inlays*, *onlays*, coroas totais, próteses fixas anteriores adesivas e próteses fixas posteriores de três elementos, sem reforço de metal.

Os objetivos da pesquisa laboratorial de Freiberg & Ferracane³² (1998) foram avaliar o grau de conversão e algumas propriedades físicas das resinas compostas Artglass (Heraeus Kulzer), de uso indireto e da Charisma (Heraeus Kulzer), para uso direto, bem como comparar a eficácia de duas diferentes unidades de polimerização – UniXS, Heraeus Kulzer (unidade de polimerização com luz estroboscópica de xenônio) e Triad II, Dentsply (unidade de polimerização por luz contínua). A unidade UniXS emite um total de 4,5W de potência luminosa com comprimento de onda entre 450nm e 500nm. O estroboscópio opera em uma frequência de 20Hz em cada 10ms, de modo que a amostra é irradiada em apenas 20% do tempo total. O fabricante afirma que a alta intensidade de luz é mais eficientemente distribuída desta maneira. Já para a unidade Triad II a intensidade de cada uma das três lâmpadas foi mensurada em aproximadamente 250mW/cm². Foram realizados testes de resistência à fratura, módulo de elasticidade, resistência flexural, dureza, desgaste e grau de conversão. Para o teste de resistência à fratura os corpos-de-prova apresentavam dimensões de 25 x 5 x 2,5mm

e, para resistência flexural e módulo de elasticidade, dimensões de 25 x 2 x 2mm. Foram confeccionados dez espécimes de cada material para cada unidade de polimerização, sendo irradiadas tanto na base quanto no topo por 90s cada, em um total de 180s. Os resultados foram analisados estatisticamente por ANOVA e teste de Tukey ao nível de significância de 5% e demonstraram que a carga máxima de ruptura do Artglass foi significativamente maior do que a da Charisma (13% maior no Triad II e 25% maior no UniXS). Embora a carga máxima de ruptura do Artglass tenha sido aumentada em 10% através da polimerização pelo UniXS, esta mesma propriedade para Charisma não foi influenciada pelo tipo de unidade de polimerização utilizada. Em relação ao módulo de elasticidade, a unidade de polimerização influenciou os dois materiais, com aumento de 14% para Charisma e 22% para Artglass, quando polimerizados em UniXS. O mesmo ocorreu em relação à resistência flexural, com aumentos respectivos de 10% e 20%. Considerando a polimerização na unidade UniXS, Artglass alcançou, aproximadamente, resistência flexural de 120MPa e módulo de 8,5GPa; quando consideradas as mesmas propriedades para Charisma na unidade Triad II, os valores foram, respectivamente, 110MPa e 8,8GPa. Ainda, a polimerização pelo UniXS aumentou significativamente o grau de conversão do Artglass e da Charisma quando comparado ao Triad II, e os autores concluíram que este aumento no grau de conversão foi responsável pela melhoria das propriedades mecânicas dos materiais.

As resinas compostas podem ser utilizadas de modo indireto, com confecção em consultório ou em laboratório de prótese, segundo Garone Netto & Burger³⁵ (1998), indicando a primeira técnica para restaurações de menor complexidade como as *inlays* e as laboratoriais para casos mais complexos. Os autores preconizaram uma divisão dos sistemas laboratoriais em quatro grupos, segundo o padrão de polimerização que apresentam: a) fotoativados; b) com polimerização

adicional por calor; c) com polimerização adicional por luz e calor e d) com polimerização adicional por calor sob pressão. Dentre as fotoativadas, são citadas Artglass (Heraeus Kulzer), Cesead II (Kuraray) e Solidex (Shofu). O sistema Artglass utiliza unidade de fotoativação UniXS que possui oito lâmpadas estroboscópicas de xenônio que emitem alta intensidade de luz, em várias direções, com comprimento de ondas entre 350nm e 550nm, as quais emitem luz por 20ms, permanecendo 80ms apagadas. Os autores informaram que, segundo o fabricante, um curto período de irradiação da resina seguido de um período maior sem a mesma permitiria um maior número de ligações cruzadas (*crosslinking*). Sinfony (ESPE) e Targis (Ivoclar Vivadent) inserem-se dentre os materiais fotoativados, com polimerização complementar por luz e calor. O sistema da Ivoclar Vivadent é fotoativado inicialmente na unidade Targis Quick por 10s a 20s, seguindo-se recobrimento com um gel de glicerina para evitar a formação de uma película superficial inibida (que não polimerizaria em contato com o oxigênio). A seguir, é levado ao Targis Power onde permanece por 25min sob a ação da luz e do calor de 95°C. Já os sistemas termoativados, nos quais há polimerização por calor sob pressão, parecem apresentar menos porosidades e maiores resistência mecânica e à abrasão. Dentre estes, os autores incluem Concept (Ivoclar Vivadent) e BelleGlass (KerrLab), este último sofrendo termoativação a 138°C, sob pressão, mas em ambiente de nitrogênio, que se constitui em um gás inerte que cria um ambiente livre de oxigênio, alcançando maior grau de polimerização, com conversão de aproximadamente 98%.

Em publicação de 1999, Duke²⁶ procurou esclarecer o que seria, propriamente, o material denominado cerômero, que em algumas publicações é referido como uma resina otimizada por cerâmica. Entretanto, o autor esclareceu que esta expressão não é válida para todos os casos, pois alguns cerômeros utilizam partículas de reforço cerâmicas, mas outros utilizam filamentos de várias composições.

Segundo o autor, o cerômero, comparado a uma resina composta tradicional, é usualmente mais viscoso, deve possuir maiores filamentos de carga e freqüentemente possui uma matriz resinosa alterada quimicamente, o que influencia suas características de manipulação. Os cerômeros tornaram as restaurações indiretas mais populares, com aplicação sugerida desde *inlays/onlays* até pequenas próteses fixas. Entretanto, o autor recomendou aplicação conservadora do material até que maiores evidências científicas fossem apresentadas.

O uso de materiais poliméricos para restaurações posteriores aumentou na última década tendo em vista a melhoria de suas propriedades mecânicas e a demanda dos pacientes por materiais estéticos. Conforme Knobloch et al.⁴⁶ (1999), o grau de conversão de metacrilatos tem estreita correlação com as propriedades mecânicas dos materiais, influenciando na carga máxima de ruptura, desgaste e degradação marginal. As novas resinas compostas indiretas introduziram métodos de polimerização adicional objetivando aumentar o grau de conversão, como o uso, associado ou não, de elevada intensidade de luz, calor e pressão. Em pesquisa laboratorial, os autores avaliaram desgaste abrasivo e grau de conversão de quatro resinas compostas indiretas (Artglass, Heraeus Kulzer; BelleGlass, KerrLab; Targis, Ivoclar Vivadent e Concept, Ivoclar Vivadent) e duas diretas (Herculite, Kerr e Heliomolar, Vivadent), objetivando, com base nos resultados, presumir a durabilidade clínica dos mesmos. Para o desenvolvimento da pesquisa foram obtidos dez corpos-de-prova por grupo com formato cilíndrico, medindo 3,5mm de diâmetro e 8mm de altura. Como grupo controle foi utilizado esmalte humano a partir de terceiros molares recém-extraídos. Os resultados foram analisados por ANOVA, seguindo-se comparação múltipla de Tukey com nível $\alpha=0,05$, verificando-se diferença estatisticamente significativa nas duas variáveis analisadas. Em relação ao desgaste abrasivo, os dados foram apresentados com base na perda em micrômetros por

rotação de superfície abrasiva que girava em órbita circular a 95rpm com carga constante de 1,5N sobre cada amostra. O esmalte humano apresentou menor desgaste ($0,07\mu\text{m}$). Em relação às resinas compostas indiretas, o menor desgaste ocorreu com Concept ($0,12\mu\text{m}$), seguindo-se BelleGlass ($0,33\mu\text{m}$) e, com maior desgaste, sem diferença estatística, Artglass e Targis, ambos com $0,43\mu\text{m}$. Quanto ao grau de conversão de monômeros, os melhores resultados foram obtidos com os materiais de uso indireto, sendo, em ordem decrescente, apresentados por Concept (82%), BelleGlass (75%), Artglass (54%) e Targis (47%). Os autores destacaram que o desgaste é um processo complexo, com a participação clínica de vários componentes e, em decorrência, a análise *in vitro* é limitada e sem correlação direta com os dados clínicos. Apesar disso, a análise comparativa, como a obtida na pesquisa, é útil como referência. Quanto ao grau de conversão, a polimerização adicional demonstrou influenciar positivamente nos resultados, guardando, ainda, correlação com menor desgaste abrasivo. Concept e BelleGlass, que apresentam polimerização por luz, sob pressão (80psi a 85psi) e elevada temperatura (120° a 140°C), e o segundo destes em ambiente de nitrogênio, demonstraram maior grau de conversão, e, ao exame de MEV, menor porosidade. Os resultados apresentados por Artglass e Targis podem ter sido conseqüência da dispersão de luz em virtude da excessiva distância entre a amostra e a fonte de luz durante a fotopolimerização.

Considerando haver uma grande diversidade de materiais estéticos com indicações para restaurações posteriores, Shellard & Duke⁶⁴ (1999) apresentaram, em publicação de revisão de literatura, um sumário direcionado aos clínicos, objetivando ajudá-los na seleção do material restaurador estético. Conforme os autores, resinas diretas tiveram seu uso ampliado para uso em dentes posteriores. Entretanto, as resinas indiretas apresentam vantagens sobre aquelas como forma anatômica, contato proximal e adaptação marginal. Uma alternativa às

resinas compostas indiretas seriam as cerâmicas que, entretanto, apresentam a desvantagem de promover desgaste excessivo de materiais e esmalte de dentes antagonistas, além da dificuldade de reparo intra-oral, de polimento e alto módulo de elasticidade. Os autores descreveram um histórico das resinas compostas, incluindo informações acerca de três produtos então disponíveis, que superavam grande parte das desvantagens das primeiras resinas indiretas, sendo eles Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent), Artglass (Heraeus Kulzer) e BelleGlass (KerrLab). Segundo os autores, a associação Targis/Vectris Pontic produz uma estrutura de alta resistência flexural (cerca de 1.000MPa) e módulo de elasticidade semelhante ao da dentina. Artglass apresentaria 130MPa de resistência flexural e uma taxa de desgaste *in vitro* de 55 μ m em período de cinco anos. Já BelleGlass, polimerizado por luz, calor e pressão, em ambiente de nitrogênio, exibe 21.800psi (cerca de 150MPa) de resistência flexural e 13,1GPa de módulo de elasticidade, com desgaste de 6,3 μ m em cinco anos. Embora destacaram existir poucos estudos clínicos incluindo estes materiais até o momento de seu estudo, foram apresentados resultados de algumas pesquisas *in vivo* com boas perspectivas para os mesmos.

Conforme Conceição²² (2000), uma série de avanços na Odontologia possibilitou a retomada da indicação de procedimentos restauradores indiretos, como o aprimoramento dos materiais de moldagem, dos sistemas adesivos, dos agentes cimentantes e, principalmente, de materiais restauradores estéticos, como a resina composta de uso indireto e a porcelana. A composição básica das resinas compostas laboratoriais é similar à das resinas compostas diretas, contudo, a maior quantidade de partículas inorgânicas com menor tamanho, o emprego de novas matrizes orgânicas poliméricas em substituição ao Bis-GMA, os métodos de polimerização complementar e a

adição de componentes cerâmicos são algumas das melhorias apresentadas por esses sistemas restauradores.

A melhoria das propriedades mecânicas das resinas compostas contemporâneas resultou na extensão de seu uso para restauração de dentes posteriores. Embora a indicação das resinas compostas indiretas tenha sido estendida para coroas totais sem metal, a influência do desenho dos preparos cavitários e dos métodos de cimentação, na estabilidade destas coroas, é pouco conhecida. Em virtude disso, Rammelsberg et al.⁶⁰ (2000) desenvolveram pesquisa laboratorial visando avaliar o efeito do desenho dos preparos cavitários, com alteração na extensão do desgaste das paredes axiais e da face oclusal, e, ainda, da técnica de cimentação, na resistência à fratura de coroas totais posteriores de Artglass (Heraeus Kulzer), sem adição de metal. O desenvolvimento do trabalho se deu a partir da extração de setenta e dois terceiros molares humanos, distribuídos aleatoriamente nos diferentes grupos experimentais, que receberam preparo cavitário padrão para coroa total. Um dos grupos de teste, formado por 24 dentes, recebeu preparo com extensão de desgaste axial de 1mm, término em ombro e desgaste oclusal de 1,3mm; os demais 48 dentes tiveram extensão axial de 0,5mm em chanfro, dividindo-se, posteriormente, em dois subgrupos com 24 dentes, nos quais se alterou a profundidade de desgaste oclusal, em 0,5mm ou 1,3mm. Em todos os preparos a inclinação foi de 2°, verificada com paralelômetro, resultando em uma convergência total de 4°. Coroas de Artglass foram confeccionadas para restaurar os mencionados dentes, e subdivididas (oito em cada) segundo o agente cimentante a ser utilizado: cimento fosfato de zinco (Harvard, Richter and Hoffmann), ionômero de vidro (Ketac Cem, ESPE) ou resinoso (2Bond2, Heraeus Kulzer), utilizando sistema adesivo Gluma Solid bond (Heraeus Kulzer). Todas os corpos-de-prova foram mantidos em solução de cloreto de sódio a 0,9% e submetidas a 10.000 ciclos térmicos de 5° e 55°C.

Posteriormente, receberam carga mecânica de compressão em máquina universal de ensaios (Zwick, Zwick) com uma esfera de aço de 10mm de diâmetro a uma velocidade de 0,5mm/min até a ocorrência de fratura, registrando-se a força máxima no rompimento, além da natureza e do tipo de fratura. Os dados foram analisados estatisticamente por teste de Mann-Whitney com $\alpha=0,05$. Todas as coroas suportaram carga superior a 500N, entretanto, nove das 24 coroas cimentadas com fosfato de zinco se soltaram após a termociclagem. A cimentação adesiva resultou em uma maior resistência à fratura em comparação com os demais agentes cimentantes testados. O aumento da profundidade de desgaste oclusal resultou em maior estabilidade, enquanto a profundidade de 1mm com ombro não melhorou a durabilidade em comparação com aquelas que tiveram término em chanfro com menor extensão (0,5mm). Diante dos resultados, os autores concluíram que um desgaste mínimo de 0,5mm com término em chanfro, combinado a uma adequada redução oclusal, além de cimentação adesiva, aumentam a estabilidade de coroas totais posteriores confeccionadas em Artglass.

O estudo de Cesar et al.¹⁷ (2001) avaliou a influência do matiz e o efeito da armazenagem em água por período de trinta dias na resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza de quatro resinas compostas indiretas (Artglass, Heraeus Kulzer; BelleGlass, KerrLab; Sculpture, Jeneric Pentron e Targis, Ivoclar Vivadent) e uma resina composta de uso direto, que serviu como controle (Z100, 3M). Seu propósito baseou-se na premissa de que os sistemas de resina composta especificamente desenvolvidos para uso indireto tendem a apresentar melhores propriedades mecânicas em virtude da maior conversão de monômeros e, ainda, que, de modo geral, maiores valores de carga máxima de ruptura, módulo de elasticidade e resistência à degradação hidrolítica são propriedades características das restaurações de resina composta indireta. Os corpos-de-prova foram fabricados utilizando-se

uma matriz de aço inoxidável, de formato retangular, medindo 10 x 2 x 1mm. Vinte espécimes foram feitos com cada um dos materiais, com cada um de dois matizes avaliados, incisal e dentina, num total de duzentos corpos-de-prova; metade destes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24h e a outra metade por trinta dias. O teste de resistência flexural de três pontos foi realizado em máquina universal de ensaios Kratos (Kratos), com velocidade de 0,5mm/min e distância entre os suportes de 6mm. A resistência flexural foi analisada estatisticamente com distribuição de Weibull, ao nível de confiança de 95%. O módulo de elasticidade e a dureza foram analisados por ANOVA *three-way*, seguindo-se teste de comparação múltipla de Tukey, ao nível de significância de 5%. Em relação à resistência flexural, o BelleGlass obteve melhor resultado no matiz incisal por 24h (221,7MPa). Considerando o matiz dentina, com armazenagem por 24h, BelleGlass obteve 219,8MPa, seguindo-se, sem diferença estatisticamente significativa, Sculpture (200,0MPa), Z100 (183,9MPa), Artglass (152,7MPa) e Targis (128,9MPa). Também levando em consideração a armazenagem por 24h no matiz dentina, Z100 obteve maior módulo de elasticidade (11,9GPa), seguindo-se BelleGlass (11,1GPa), Sculpture (10,2GPa), Artglass (7,7GPa) e Targis (5,6GPa). Sculpture foi o único material que mostrou diferenças na resistência flexural em relação ao matiz. O prolongamento da armazenagem em água diminuiu a resistência flexural somente para o Artglass, dentina, e Z100, dentina e incisal, e não afetou o módulo de elasticidade de nenhum dos materiais testados. Os autores concluíram que, em geral, as resinas indiretas não mostraram propriedades mecânicas superiores à resina de uso direto; diferenças nas propriedades em virtude do matiz somente foram evidenciadas para o Sculpture; o armazenamento prolongado em água promoveu efeito deletério em todos os materiais testados, entretanto, a armazenagem não afetou a resistência flexural da maioria das resinas indiretas ou o módulo de elasticidade dos materiais.

Segundo Kawano et al.⁴⁵ (2001), muitos estudos têm demonstrado um pequeno decréscimo no módulo de elasticidade, resistência flexural e resistência à tração de resinas compostas após armazenamento em água. Os autores se propuseram, então, a investigar a influência da termociclagem na resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza Vickers de três cerômeros e de duas resinas compostas convencionais. Foram confeccionados 28 corpos-de-prova de 25 x 5 x 3mm de cada um dos materiais – Estenia (Kuraray), Artglass (Heraeus Kulzer), Targis (Ivoclar Vivadent), Dentacolor (Heraeus Kulzer) e Cesead II (Kuraray) – e armazenados em água destilada a 37°C por 24h. Foram constituídos quatro subgrupos, segundo o número de ciclos, com sete corpos-de-prova em cada. O primeiro, definido como termociclo zero, não recebeu termociclagem; os demais três grupos receberam, respectivamente, 5.000, 10.000 e 20.000 ciclos de 60s, com temperatura entre 4° e 60°C, em máquina de termociclagem (HA-K178). Os espécimes foram submetidos, posteriormente, a teste de resistência flexural de três pontos em máquina universal de ensaios (AG-100 A), com velocidade de 5mm/min. A análise estatística por ANOVA *two-way* indicou que a resistência flexural foi influenciada pela termociclagem e pelos materiais, mas que a interação entre estes dois fatores não foi significativa. O teste de Tukey mostrou três grupos de materiais significativamente diferentes. Sem termociclagem, o primeiro grupo, formado por Dentacolor e Cesead II, teve a menor resistência flexural, entre 71,7MPa e 85,5MPa, respectivamente. O segundo grupo (Artglass e Targis) demonstrou uma maior resistência flexural, variando de 102,8MPa a 110,1MPa. Já o material Estenia, foi significativamente diferente dos demais, com resistência flexural de 139,8MPa. Em relação ao módulo de elasticidade, também Estenia obteve melhor resultado (5,9GPa), seguindo-se Artglass (4,6GPa), Targis (3,4GPa), Cesead (3,1GPa) e Dentacolor (1,7GPa). A termociclagem afetou negativamente todos os materiais, tanto em relação

à resistência flexural quanto ao módulo de elasticidade. Os autores complementaram que os resultados das propriedades flexurais foram bastante variáveis. Segundo eles, este tipo de configuração de teste é bastante sensível a fendas e defeitos de superfície, que iniciam trincas e levam à fratura do corpo-de-prova. Isto deve ter contribuído para uma variação na qualidade da amostra e na resistência à fratura de um determinado polímero. Entretanto, os resultados mostraram que a ciclagem térmica em água teve uma considerável influência na resistência flexural e que os materiais Estenia, Artglass, Targis e Ceased II mantiveram melhores propriedades comparados com o Dentacolor.

Conforme Chain et al¹⁸ (2002), o apelo da sociedade pelo mais bonito e harmonioso, conjugado ao funcional e durável, se reflete no desenvolvimento de materiais restauradores que atendam a esta exigência estética. Segundo os autores, as resinas compostas de uso indireto, que atendem bem a este requisito, têm suas propriedades físicas aprimoradas quando há polimerização adicional à luz por calor, com ou sem pressão. Estes materiais recebem uma fotopolimerização inicial, seguida de uma pós-polimerização em unidades especiais, que utilizam calor, sendo que a otimização desse processo parece ocorrer com variações de temperatura entre 100° e 125°C, num intervalo entre 5min e 7,5min. Embora muitas resinas compostas de uso indireto tenham matriz orgânica baseada na molécula bifuncional Bis-GMA, há algumas com composições distintas que oferecem melhores resultados mecânicos. O sistema Artglass (Heraeus Kulzer) utiliza uma associação de moléculas bifuncionais convencionais com moléculas contendo entre quatro e seis grupos funcionais, o que gera uma maior conversão de polimerização, e, conseqüentemente, melhoria nas qualidades físicas da restauração. A luz utilizada na unidade fotopolimerizadora do sistema é de xenônio, com característica estroboscópica, ou seja, com emissão intermitente. Nesta unidade, há emissão de luz por 20ms, seguindo-se 80ms de escuridão, o

que, segundo o fabricante, torna o processo mais eficaz. As restaurações indiretas em resina composta apresentam como vantagens, em relação ao método direto, melhores propriedades físico-mecânicas, em virtude da maior conversão de monômeros, especialmente maior resistência à fratura e ao desgaste, maior dureza e estabilidade de cor, melhor resistência à compressão e estabilidade dimensional. Como aspectos desvantajosos são destacados o maior tempo de trabalho, elevando o custo e preparos menos conservadores.

Para Crispin²⁴ (2002), surgiram muitos produtos na Odontologia restauradora estética, sendo que a partir de 1981 uma série de resinas compostas indiretas foram desenvolvidos. Embora significantes melhorias tenham sido alcançadas em suas propriedades mecânicas e estéticas, é importante avaliar, em sua opinião, se essas novas resinas compostas indiretas deveriam ser usadas como alternativa ou como substitutos da cerâmica. Assim, o autor se propôs a analisar, através de revisão da literatura, as aplicações dos materiais cerâmicos, bem como se as resinas compostas indiretas se constituem em uma melhor alternativa restauradora. Seu trabalho foi dividido segundo as possibilidades clínicas desses materiais. Para tanto, foram analisadas, separadamente, as coroas metalocerâmicas, em comparação às de resina sobre metal; coroas *metal-free*, facetas, *inlays/onlays*, próteses parciais fixas de cobertura total e retidas por *inlays*, além de próteses fixas longas. Relativamente às coroas sem metal, o autor destacou os avanços dos 45 anos anteriores no campo das cerâmicas, citando sistemas como In-Ceram (Vita) e Procera (Nobel Biocare). É ressaltado que estes oferecem resistência adequada e boa estética, constituindo-se em alternativa às coroas metalocerâmicas para dentes anteriores e pré-molares. Comparativamente às coroas de resinas compostas indiretas, afirmou que estas se equivalem às de cerâmica pura quanto à estética, sendo mais adequadas em relação ao menor potencial de desgaste do dente

antagonista e à maior facilidade de modificação de cores, já que as cerâmicas requerem pinturas e queimas em fornos para mudanças sutis na estética. Apesar dessas vantagens, o autor concluiu que, por sua resistência e estética previsível, com manutenção de superfície glazeada, a cerâmica constitui-se em material de primeira escolha para coroas totais. Resinas compostas indiretas podem ter sua resistência aumentada pela adição de fibras de reforço, mas geralmente não provêm vantagens suficientes para serem consideradas como substitutas de rotina às coroas totalmente cerâmicas, mas como uma alternativa em casos selecionados.

O propósito do estudo de Ku et al.⁵⁰ (2002) foi comparar a carga máxima de ruptura de coroas metalocerâmicas (Rexillum III, Jeneric Pentron e Ceramco II, Dentsply) e de três cerômeros (Artglass, Heraeus Kulzer; Sculpture, Jeneric Pentron e Targis, Ivoclar Vivadent) em preparos simulados de dentes anteriores. Réplicas em resina foram obtidas a partir de incisivos centrais superiores e, em seguida, receberam preparo para coroa total com ângulo de convergência de 5°, término em ombro com espessura de 1mm, redução incisal de 2mm e ângulos áxio-gengival e áxio-incisal arredondados. Um molde destes preparos foi obtido com silicona de adição (Exaflex, GC) para a confecção das coroas, num total de dez para cada material. As coroas foram então cimentadas com cimento de ionômero de vidro (Protec Cem, Ivoclar Vivadent) e submetidas à carga em máquina universal de ensaios STM-5 (United Calibration). A carga foi direcionada à borda incisivo-lingual, formando um ângulo de 130° com o longo eixo dos corpos-de-prova, até a ocorrência de fratura, com velocidade de 1mm/min. Esta posição foi escolhida para reproduzir a força oclusal direcionada contra o incisivo central superior. Análise de variância e teste de comparações múltiplas de Tukey ($p < 0,05$) foram aplicados aos resultados. As médias obtidas de carga máxima de ruptura foram de $1.317 \pm 220\text{N}$ para as coroas metalocerâmicas; $575 \pm 95\text{N}$ para Artglass; $621 \pm 122\text{N}$ para Sculpture e $602 \pm 101\text{N}$ para as

coroas de Targis. A carga máxima de ruptura das coroas metalocerâmicas foi significativamente maior que a dos cerômeros, sem que houvesse diferença estatística entre os mesmos. Embora as coroas metalocerâmicas tenham suportado maior carga, os valores alcançados com as coroas em cerômeros excederam as cargas oclusais normais relatadas em estudo referenciado pelos autores (Waltimo & Kononen¹), que seriam de 263N para homens e 243N para mulheres. Embora neste estudo não tenham sido abordadas variações nas técnicas de cimentação, os autores advertiram que coroas em cerômeros devem suportar maior carga quando cimentadas adesivamente.

Nos últimos anos, a Odontologia foi beneficiada com um grande desenvolvimento dos materiais estéticos, sem, contudo, eliminar materiais restauradores mais tradicionais como o ouro, ligas metálicas ou o amálgama. Visando ajudar ao cirurgião-dentista na compreensão das diversas características dos materiais restauradores diretos e indiretos, especialmente para definição de plano de tratamento junto a seus pacientes, o Conselho Científico da *American Dental Association*¹ (2003) elaborou artigo descritivo de vários materiais usuais na clínica prática, enfatizando aspectos de segurança e eficácia de cada material. Relativamente às resinas compostas indiretas, o estudo ressalta que a contração de polimerização, comum a estes materiais, pode ser prevenida parcialmente pela fabricação e polimerização fora do meio bucal e, ainda, que a polimerização adicional por calor e pressão também podem ajudar a aumentar o grau de conversão de monômeros. Por estas razões, restaurações poliméricas indiretas têm sido mais utilizadas, na tentativa de aumentar a longevidade clínica das restaurações à base de resina.

¹ Waltimo, A.; Kononen, M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. **Scand J Dent Res**, v.101, p.171-5, 1993.

Scherrer et al.⁶³ desenvolveram um estudo em 2003 com o propósito de comparar a resistência flexural e a resistência à fadiga de resinas compostas indiretas e uma resina acrílica. Os materiais utilizados incluíram as resinas compostas laboratoriais para uso definitivo Artglass (Heraeus Kulzer), Columbus (Cendres & Metaux) e Targis (Ivoclar Vivadent), as resinas compostas para uso em restaurações temporárias Protemp II (3M ESPE), Protemp Garant (3M ESPE), Provipont DC (Ivoclar Vivadent) e ainda a resina acrílica Jet (Lang). O teste de resistência flexural de três pontos foi realizado com dez espécimes por grupo (25 x 2,5 x 2,5mm) com velocidade de 0,5mm/min até a fratura. Os resultados foram analisados estatisticamente por teste de Weibull com intervalo de confiança de 95%. Em relação às resinas para uso definitivo, Columbus apresentou maior média de resistência flexural (145,2MPa), estatisticamente superior a Artglass e Targis (95,9MPa e 110,3MPa, respectivamente), que se equivaleram estatisticamente.

Soares et al.⁶⁵ (2004) avaliaram, laboratorialmente, a carga máxima de ruptura de dentes restaurados com *inlays* cerâmicos ou poliméricos. Foram utilizados sessenta molares recém-extraídos, os quais receberam preparo cavitário MOD com ponta diamantada 4137 (KG Sorensen), gerando divergência para oclusal de 6°, com as seguintes características: istmo de 5mm, profundidade de 2,5mm, caixas proximais com paredes gengivais de 2mm e axiais de 1,5mm. Foram constituídos quatro grupos, segundo o material restaurador utilizado, sendo uma cerâmica e três resinas compostas indiretas: a) Duceram, Ducera; b) Solidex, Shofu; c) Artglass, Heraeus Kulzer; d) Targis, Ivoclar Vivadent. Para reproduzir a função do ligamento periodontal, os dentes foram embutidos em cilindros com material de moldagem (Impregum F, 3M ESPE). Após cimentação com agente resinoso (Rely X, 3M ESPE) e armazenamento em água a 37°C por 24h, os espécimes foram submetidos à carga de compressão com velocidade de 0,5mm/min até a

fratura. A análise estatística, por ANOVA *one-way* e teste de comparação múltipla de Tukey, revelou que os dentes restaurados com cerâmica suportaram menor carga ($205,44 \pm 39,51\text{kgf}$) que àquela obtida quando restaurados com resinas compostas indiretas, com diferença estatisticamente significativa (Solidex: $293,16 \pm 45,86\text{kgf}$; Artglass: $299,87 \pm 41,08\text{kgf}$; Targis: $304,23 \pm 52,52\text{kgf}$), sem diferença estatística entre esses. Os autores justificaram os resultados, destacando a rigidez da cerâmica feldspática, que acarreta baixa resistência à tração e à flexão, permitindo concluir tratar-se de um material restaurador friável. Os valores de carga máxima de ruptura dos dentes restaurados com resinas compostas indiretas confirmaram a teoria de que os mesmos apresentam capacidade de distribuir tensões de maneira mais homogênea que as cerâmicas. Segundo os autores, as resinas compostas laboratoriais apresentam maior resiliência e resistência flexural, capacitando-as a sofrer deformação plástica, preservando a interface adesiva. Embora apresentem diferenças em relação à composição e padrões de polimerização, as resinas compostas indiretas utilizadas no estudo não exibiram diferença de comportamento em relação à carga máxima de ruptura dos dentes. A análise do tipo de fratura por MEV demonstrou que nas resinas compostas ocorreu, principalmente, falha coesiva na estrutura dental ou adesiva entre agente cimentante e dentina, enquanto na cerâmica houve, especialmente, falha coesiva no material ou adesiva na interface.

2.3 Resinas compostas indiretas reforçadas por fibras

A tecnologia de reforço com fibras tem sido utilizada em diferentes campos do conhecimento, como, por exemplo, nas indústrias aeronáutica e naval. Sua indicação é especialmente em situações em que



41977

haja aplicação permanente de carga, de pequena intensidade. Conforme o fabricante, Vivadent/Ivoclar Vivadent⁶⁹ (1998), Vectris é um material reforçado com fibra de vidro que se utiliza na confecção de restaurações translúcidas, sem metal, como coroas e próteses parciais fixas. Embora de natureza distinta, pode ser comparado às subestruturas dos sistemas cerâmicos sem metal, como In-Ceram (Vita) e IPS Empress (Ivoclar Vivadent). As fibras e a matriz do material têm diferentes propriedades físicas; as fibras mostram uma alta resistência à tração, alto módulo de tração e baixa resistência ao corte, ao tempo em que a matriz mostra um maior grau de dureza. Entre estes componentes, fibras e matriz, há uma união química através de grupos silanos presentes na superfície do vidro; isto ocorre por haver no silano um grupo de metacrilato funcional que se copolimeriza com o metacrilato da matriz. Vectris é apresentado comercialmente nas formas Single, Frame e Pontic, de acordo com sua indicação. Na composição destas formas comerciais, tem-se matriz orgânica formada, principalmente, por Bis-GMA e TEGDMA (proporção de 48,3%, 44% e 40,7% para cada uma das formas, respectivamente) e fibras de vidro em porcentagens de 45%, 50% e 65%, respectivamente. As duas primeiras apresentam resistência à flexão de 700 ± 70 MPa e o último de 1.300 ± 60 MPa. Quanto ao módulo de elasticidade, os valores são, respectivamente, de $21 \pm 1,8$ GPa e $36 \pm 2,5$ GPa. Conforme recomendação do fabricante, o material de reforço Vectris é recoberto com o cerômero Targis (Ivoclar Vivadent). Trata-se de um material estético que faz contato com os dentes antagonistas e adjacentes; para tanto, apresenta resiliência adequada, com resultados estéticos semelhantes à cerâmica. Apresenta resistência à abrasão próxima à do esmalte para proteger os dentes antagonistas. Igualmente, permite um preparo conservador da estrutura dental, inclusive com próteses fixas apoiadas em preparos parciais, com margens supragengivais. Em relação às propriedades físicas, Targis possui resistência à flexão de 170 ± 20 MPa e módulo de elasticidade de 12,3GPa.

Loose et al.⁵⁴ (1998) avaliaram, laboratorialmente, a carga máxima de ruptura e a adaptação marginal de próteses parciais fixas confeccionadas com Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent) e In-Ceram (Vita). Para desenvolvimento da pesquisa, foram selecionados terceiros molares recentemente extraídos utilizados como pilares das próteses. Suas raízes foram envolvidas com material de moldagem do tipo poliéter (Impregum, ESPE) para simular a função do periodonto. Após, os dois dentes foram embutidos em resina acrílica, separados por uma distância de 10mm para representar o espaço do molar ausente. Os dentes pilares receberam preparo para coroa total com profundidade de desgaste de 1mm, com terminação de bordo de um deles em esmalte e o outro em dentina. Foram confeccionadas 48 PPF, divididas em três grupos com 16 próteses em cada, sendo os dois primeiros grupos destinados a Targis/Vectris e o terceiro a In-Ceram. Nos grupos Targis/Vectris foram utilizadas as fibras de vidro Vectris Pontic e Vectris Frame em todos os corpos-de-prova e recobertas com Targis. A distinção entre estes grupos foi a utilização ou não adicional de fibra Vectris Single envolvendo a coroa preparada. Posteriormente todas as próteses foram cimentadas com Variolink (Vivadent). Após, as PPF foram submetidas a ciclagens térmica (3.000 ciclos de 2min, entre 5° e 55°C) e mecânica (1.200.000 ciclos, 50N), simulando cinco anos de atividade clínica. A carga máxima de ruptura foi determinada pela aplicação de carga no centro do pântico, utilizando máquina universal de ensaios Zwick (Zwick), com velocidade de 1mm/min, usando uma esfera de aço de diâmetro 12,5mm. A falha foi determinada em 10% abaixo da carga de fratura. Os resultados foram analisados estatisticamente utilizando testes de Mann-Whitney e Kruskal-Wallis ao nível de significância de 5%. O maior valor de carga foi alcançado por Targis/Vectris utilizando reforço de fibra Vectris Single (1.470N), seguindo-se Targis/Vectris sem este reforço (1.305N). Ambos não diferiram estatisticamente e foram superiores ao sistema In-Ceram

(334N). Os autores afirmaram que os valores de carga máxima exibidos pelas PPF de In-Ceram foram inferiores aos de outros estudos em virtude de uma reduzida dimensão da área de conexão entre pântico e pilar. Os resultados desta pesquisa *in vitro* mostraram que PPF de Targis/Vectris com Single encorajam sua aplicação clínica em razão de sua superior resistência e favorável adaptação marginal.

Behr et al.⁶ objetivaram, em estudo *in vitro* de 1999, determinar a carga máxima de ruptura e a qualidade da adaptação marginal de próteses parciais fixas confeccionadas em cerômero com reforço de fibra de vidro (Targis/Vectris, Ivoclar Vivadent), com preparos parciais nos dentes pilares, reproduzindo condições clínicas. Conforme os autores, o sistema Vectris completo consiste de três diferentes componentes de fibra de vidro pré-impregnada com resina composta. Os tipos podem ser distinguidos segundo orientação da fibra; de acordo com o fabricante, as fibras com inclinação de 45° são denominadas Single; com inclinação de 90°, Frame e, com orientação paralela, Pontic, tendo sido deste último tipo o utilizado na pesquisa dos autores. Ainda de acordo com o fabricante, o Vectris deve ser recoberto com o cerômero Targis, que possui 76% de conteúdo de carga, objetivando reduzir a abrasão e aprimorar a estética, com maior translucidez do material. No desenvolvimento da pesquisa, foram confeccionadas 16 próteses fixas sobre preparos parciais de terceiros molares humanos recentemente extraídos, seguindo-se dois métodos de preparo distintos, em forma de caixa ou em forma de cuba, com oito espécimes de cada. Os dentes preparados foram mantidos a uma distância de 10mm, correspondentes ao elemento pântico. Após serem cimentadas, aguardou-se período de 24h para remoção de excessos do agente cimentante e realização de procedimentos de acabamento e polimento e, posteriormente, oito corpos-de-prova – quatro de cada tipo de preparo – foram submetidos a ciclagens térmica (6.000 ciclos entre 5° e 55°C) e mecânica (1.200.000

ciclos de 50N, com frequência de 1,66Hz), simulando cinco anos de uso clínico. Todas as próteses, incluindo as que não receberam ciclagens, foram submetidas a teste de carga máxima de ruptura em máquina universal de ensaios Zwick 1445 (Zwick), sendo a carga aplicada no centro do elemento pântico, utilizando-se uma esfera de aço de 12mm de diâmetro a uma velocidade de 1mm/min, com recobrimento das cúspides do pântico com uma lâmina de estanho de 0,4mm, com objetivo de minimizar o impacto da esfera de aço sobre as cúspides. Os resultados do teste de fratura foram de 696N para o preparo em forma de caixa e 722N para o preparo em forma de cuba, sem diferença estatisticamente significativa entre ambos ($p=0,677$), verificada através de teste de Mann-Whitney ao nível de significância de 5%. Foi possível perceber que a distribuição dos valores foi mais homogênea no grupo com preparo em forma de cuba. Ainda, que, com uma única exceção, a fratura sempre ocorreu ao longo da interface Targis/Vectris ou na intimidade do próprio Targis. Os valores de carga máxima de ruptura alcançados após as ciclagens foram, segundo os autores, bem maiores que a carga máxima de mastigação encontrada em pacientes com bruxismo, em torno de 300N, e marcadamente maiores que a carga de mastigação média normal, que oscila entre 35 e 70N.

Bredenstein & Sperber¹² (1999) apresentaram orientação técnica para confecção de próteses fixas com o cerômero Artglass (Heraeus Kulzer), reforçado por fibra de polietileno Ribbond (Ribbond). Quanto ao material de revestimento, citaram que o Artglass diferencia-se de uma resina composta laboratorial por sua composição, na qual inserem-se vidros de silicato, alumínio e bário de granulação fina, conjugados a um ácido silícico, denominando-se o conjunto de vidro orgânico, amorfo e altamente reticulado. Este vidro orgânico possui grande capacidade de união molecular, conjugando resistência mecânica a um efeito similar à resiliência natural dos dentes na absorção da carga

oclusal. Finalmente, enfatizaram o menor potencial de desgaste dos dentes antagonistas por apresentarem abrasão semelhante à do esmalte e seu menor custo em comparação com as restaurações cerâmicas. Em relação ao preparo das cavidades, mencionaram que, quando da utilização do sistema Artglass/Ribbond, deve-se promover redução incisal e/ou oclusal de 1,5mm.

O propósito do estudo laboratorial de Brunton et al.¹⁵ (1999) foi comparar a carga máxima de ruptura sob compressão de dentes pré-molares restaurados com *onlays* confeccionadas em materiais estéticos, tendo sido utilizadas duas resinas compostas indiretas (SR Iositol, Ivoclar Vivadent e BelleGlass, KerrLab) e um sistema cerâmico (IPS Empress, Ivoclar Vivadent). Foram selecionados 40 pré-molares superiores, livres de fraturas ou imperfeições, tendo sido realizados preparos típicos padronizados para restaurações *onlay* em 30 destes, divididos em três grupos de teste, segundo o material utilizado para restauração. Os demais dentes foram mantidos sem preparo, como controle. Após confecção das restaurações e cimentação adesiva sobre os dentes previamente preparados, estes foram armazenados em água estéril por 24h, e, após, testados quanto à carga máxima de ruptura em máquina universal de ensaios Howden (RPD Howden), com velocidade de 1mm/min. Os resultados foram submetidos à análise estatística por ANOVA *one-way* e teste de Scheffé, demonstrando que os dentes restaurados com SR Iositol suportaram maior carga sob compressão (1,56kN), do que os demais materiais (0,99kN para ambos). Segundo os autores, o bom desempenho do SR Iositol deveu-se à maior capacidade de absorver carga compressiva, reduzindo o impacto sobre a estrutura dentária. Acrescentaram que a resina composta laboratorial possui menor módulo de elasticidade que o cerâmico BelleGlass e a porcelana e, desta forma, maior carga é absorvida. Os autores concluíram que materiais

mais flexíveis e menos rígidos devem ser desejáveis para dentes posteriores.

Segundo Behr et al.⁷ (2000), as propriedades mecânicas das resinas compostas indiretas reforçadas por fibras são influenciadas de várias formas, sendo fatores que afetam sua resistência relacionados à orientação e quantidade de fibras, impregnação das fibras pela matriz polimérica, adesão das fibras à matriz e propriedades das fibras em relação às propriedades da matriz resinosa. Os autores realizaram estudo com o objetivo de comparar a resistência flexural e a influência da armazenagem em água de subestruturas utilizadas em dois sistemas de resinas compostas indiretas reforçadas por fibras: Vectris Pontic (Ivoclar Vivadent), com adaptação por pressão a vácuo, e FibreKor (Jeneric Pentron), com adaptação manual da fibra. Foram confeccionados trinta corpos-de-prova de cada material, com dimensões de 25 x 4 x 2mm, sendo estes divididos aleatoriamente em três grupos com dez espécimes em cada. O grupo controle foi armazenado em água a 37°C por 24h, o segundo grupo foi termociclado (6.000 ciclos entre 5° e 55°C) e o terceiro recebeu armazenagem em água a 37°C por trinta dias. Posteriormente, todos os espécimes foram submetidos a teste de resistência flexural de três pontos em máquina universal de ensaios Zwick 1446 (Zwick), com velocidade de 1mm/min. Uma vez que as fibras não sofreram falha abrupta durante teste de resistência flexural, o valor de resistência foi determinado em 10% a menos do que a carga máxima registrada. A análise estatística dos resultados por ANOVA *one-way* e teste de Tukey ao nível de significância $\alpha= 0,05$ demonstrou que, em geral, a resistência flexural diminuiu com o tempo de armazenagem em água. O efeito de trinta dias de armazenagem com temperatura constante de 37°C foi maior do que dos 8,3 dias (6.000 ciclos) de termociclagem. Quando a resistência flexural do Vectris e do FibreKor foi comparada separadamente após 24h, termociclagem e trinta dias de armazenagem

em água, não foram encontradas diferenças estatísticas entre os dois materiais com o mesmo tipo de armazenagem. Dentro dos grupos de Vectris e FibreKor, os valores de resistência flexural com 24h (618MPa e 585MPa, respectivamente) e trinta dias (545MPa e 499MPa) diferiram significativamente. Os autores puderam concluir que o processo de adaptação por pressão a vácuo, em comparação ao processo manual, não leva necessariamente a uma maior resistência flexural; outras propriedades, tais como conteúdo de fibras, composição da matriz e adesão entre fibra e matriz determinam as propriedades das resinas compostas indiretas reforçadas por fibras.

Brown¹⁴ (2000), em revisão de literatura, afirmou que o universo dos materiais é dividido em três categorias básicas – cerâmicas, metais e polímeros – e, quando materiais destas diferentes categorias são combinados, produzem compósitos. Para que se obtenha reforço significativo dos compósitos é necessária a adição de fibras, as quais são estruturas finas, flexíveis, de forma aproximadamente cilíndrica e com comprimento pelo menos cem vezes maior do que seu diâmetro. As fibras, em geral, tendem a conter poucas imperfeições em relação à maior parte dos materiais e isto aumenta sua resistência. Diferenças na morfologia das fibras influenciam suas propriedades. Assim, fibras unidirecionais podem aumentar a resistência e a dureza dos compósitos e atuar na manutenção da união de matrizes fraturadas. Já as fibras em malha também aumentam resistência e dureza, com papel na manutenção da morfologia estrutural. As fibras de reforço possuem várias aplicações na Odontologia, tais como esplintagem de dentes com mobilidade, pinos intra-radiculares, próteses totais, além de coroas e próteses parciais fixas.

Resinas compostas podem receber reforço de várias fibras, como de carbono, aramida, polietileno e vidro. De acordo com Bae

et al.⁵ (2001), dentre as vantagens das restaurações com reforço incluem-se a simplicidade dos procedimentos laboratoriais, tendo em vista que a fundição é desnecessária e que a capacidade de união entre a resina e a fibra de reforço é superior à existente entre resina e metal, embora seja necessário executar tratamento de superfície na fibra para a adesão. Acresce-se, ainda, seu bom resultado estético e a indicação para pacientes alérgicos a metais. Além da composição, as fibras para reforço variam segundo a direção das fibras e a forma de impregnação da resina. Considerando essa diversidade, os autores avaliaram, laboratorialmente, o efeito de diferentes tipos de fibra na resistência flexural e módulo de elasticidade de resinas compostas. Para o desenvolvimento da pesquisa foram selecionadas três fibras de vidro (GlasSpan, GlasSpan; FibreKor, Jeneric Pentron e Vectris Frame, Ivoclar Vivadent, respectivamente com fibras entrelaçadas, unidirecionais e bidirecionais); uma fibra de polietileno (Ribbond, Ribbond) e uma de aramida (Fibreflex, BioComp). Das cinco fibras selecionadas, três não eram pré-impregnadas (GlasSpan, Ribbond e Fibreflex) e receberam impregnação segundo instruções de seus fabricantes, e, após, foram sobrepostas pela resina composta Aelitefil (Bisco). As fibras FibreKor e Vectris Frame receberam tratamentos recomendados por seus fabricantes e foram recobertas, respectivamente, por Sculpture Body (Jeneric Pentron) e Targis Dentin (Ivoclar Vivadent). Foi utilizada uma camada de fibra de Ribbond, GlasSpan e FibreKor, conforme fornecida pelo fabricante, a qual foi colocada numa matriz de 25 x 2 x 2mm, seguindo norma ISO 10477⁴¹ (1992). Já para o Fibreflex, em virtude de suas dimensões, utilizou-se apenas um terço da espessura da fibra. Para Targis/Vectris Frame foi utilizada outra matriz, de 52 x 20 x 3mm, em virtude das dimensões da fibra de vidro. Após polimerização, os corpos-de-prova de Targis/Vectris foram levados a uma cortadeira (Finecut HS-25A, Heiwa Technica) para que ficassem com as dimensões dos outros espécimes (25 x 2 x 2mm). Foram constituídos, ainda, grupos sem adição de fibras, para controle. Cinco corpos-de-prova foram

confeccionados por grupo, os quais permaneceram armazenados em água destilada a 37°C por 24h antes do teste de flexão. Para a execução dos testes foi utilizada máquina universal de ensaios (Autograph DCS-5000, Shimadzu) com velocidade de 1mm/min, registrando-se, para a resistência flexural, dois valores – um primeiro, no limite da deformação plástica do material, e um segundo, que definiu a resistência máxima. Os dados obtidos foram analisados por ANOVA *one-way*, seguindo-se comparação múltipla de Scheffé, ao nível $p < 0,05$. Os resultados confirmaram resistência flexural máxima significativamente superior quando os corpos-de-prova receberam reforço, independentemente da fibra utilizada, com melhor resultado para Fibreflex (386 ± 21 MPa), seguindo-se GlasSpan e FibreKor (308 ± 22 MPa; 296 ± 16 MPa), que se equivaleram estatisticamente, Ribbond (233 ± 10 MPa) e Vectris Frame (203 ± 7 MPa). Os corpos-de-prova sem reforço exibiram menor resistência flexural, sendo em valores decrescentes, Targis Dentin (119 ± 11 MPa); Sculpture Body (109 ± 9 MPa) e Aelitefil (104 ± 17 MPa). Em relação ao módulo de elasticidade, os espécimes de Aelitefil sem reforço demonstraram maior rigidez que os reforçados com Ribbond (respectivamente $8 \pm 0,4$ GPa e $6 \pm 0,2$ GPa). Já os demais, demonstraram maiores valores de módulo de elasticidade após reforço, com melhor resultado para FibreKor/Sculpture, que alcançou $15 \pm 2,5$ GPa, superando em 29% o apresentado por Sculpture sem reforço ($9 \pm 0,9$ GPa). Os autores concluíram que para aplicação em próteses fixas ou restaurações sob alta carga, o material indicado seria aquele com altos valores de resistência flexural e módulo de elasticidade, além de baixa deformação, situando o FibreKor nesta condição. Ressaltaram, ainda, que os resultados do teste, pelo tipo de carga aplicada, têm aplicação clínica limitada, tendo em vista que o modo de aplicação de carga *in vivo* é diferente.

Conforme Behr et al.⁸ (2001), fibras para reforço de resinas compostas representam um grupo de materiais com poucas avaliações. Em pesquisa laboratorial, os autores compararam três diferentes sistemas restauradores constituídos de cerômeros reforçados com fibras, sendo dois com fibras de vidro – FibreKor/Sculpture (Jeneric Pentron) e Vectris/Targis (Ivoclar Vivadent) e um com polietileno – Connect/BelleGlass (KerrLab) quanto à carga máxima de ruptura e adaptação marginal. O trabalho foi desenvolvido em coroas totais confeccionadas com os materiais de teste cimentadas em 36 molares humanos recém-extraídos, os quais foram aleatoriamente divididos, com 12 dentes por grupo. Foram realizados preparos cavitários com profundidade de 0,8mm, restritos ao esmalte, utilizando pontas diamantadas Intensiv (Intensiv). As coroas foram cimentadas segundo recomendações do fabricante tendo sido utilizado sistema adesivo Syntac (Vivadent) e agente cimentante Variolink II (Vivadent) para as restaurações dos sistemas Vectris/Targis e Connect/BelleGlass, ao tempo em que as coroas obtidas com FibreKor/Sculpture foram cimentadas com Lute-It/Bond-1 (Jeneric Pentron). Após este procedimento, as coroas foram armazenadas por 24h em água destilada e, então, receberam acabamento e polimento com pontas Shofu (Shofu). Aleatoriamente selecionadas, quatro coroas de cada grupo foram separadas para teste de desadaptação enquanto as demais, destinadas ao teste de resistência à fratura, foram submetidas a ciclagens térmica (6.000 ciclos entre 5° e 55°C) e mecânica (1.200.000 ciclos a 50N, com frequência de 1,66Hz). A análise estatística realizada por ANOVA *one-way* e teste de Tukey, ao nível de significância de 5%, evidenciou homogeneidade de resultados quanto à carga máxima de ruptura. A avaliação numérica dos resultados permitiu verificar que os três sistemas restauradores alcançaram altos valores de carga máxima de ruptura, com maior valor tendo sido alcançado por FibreKor/Sculpture, seguido de Vectris/Targis, com médias de $1.875 \pm 596\text{N}$ e $1.726 \pm 542\text{N}$, respectivamente, e o menor valor por

Connect/BelleGlass, com média de $1.388 \pm 620\text{N}$. Os autores puderam observar, ainda, que a linha de fratura ocorreu entre a fibra e o cerômero e na intimidade do próprio material restaurador, levando a concluir que a força de adesão entre a fibra e o material restaurador ou a resistência interna do mesmo são mais relevantes que a própria estrutura da fibra. Em relação ao bom resultado alcançado pelo FibreKor/Sculpture, advogaram que, como neste sistema não há tratamento da fibra pré-impregnada antes da aplicação do cerômero, a camada não polimerizada pela ação do oxigênio oferece numerosos pontos de adesão para o polímero. Já em relação ao sistema Connect/BelleGlass, seu resultado mais limitado deveu-se, provavelmente, ao fato de as fibras de polietileno fixarem-se na matriz resinosa exclusivamente por ação mecânica, sem que haja adesão química. Finalmente, acrescentaram que as fibras Connect formam um ângulo de 45° com a carga oclusal, reduzindo a capacidade mecânica de resistência à fratura em cerca de 25%. Já as fibras FibreKor apresentam direção paralela, favorecendo a absorção da carga aplicada. Embora tenham ocorrido diferenças em relação aos valores de carga máxima dos três sistemas testados, o resultado encontrado foi considerado bom, uma vez que, segundo estudo de Körber & Ludwig*, citado pelos autores, as restaurações na região de molares devem suportar carga máxima aproximada de 500N, já se considerando neste valor uma margem de segurança de 200N.

Próteses sobre implantes odontológicos consistem, comumente, de uma subestrutura metálica recoberta por cerâmica ou resina laboratorial. Estas próteses podem ser rosqueadas ou cimentadas aos implantes para fixação. Segundo Behr et al.⁹ (2001), os sistemas de resinas compostas reforçadas por fibras oferecem as duas possibilidades de fixação. O objetivo da pesquisa *in vitro* dos autores foi determinar a

* Körber, K.H.; Ludwig, P. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. **Dental Labor**, v.31, p.55-60, 1983.

carga máxima de ruptura e adaptação marginal de próteses parciais fixas confeccionadas em Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent), utilizando-se os dois métodos de fixação. Foram confeccionados 16 corpos-de-prova de próteses fixas, tendo sido a metade cimentada adesivamente e o restante rosqueado sobre implantes cônicos de titânio que atuaram como pilares. Após simulação de cinco anos de uso clínico por ciclagens térmica e mecânica (6.000 ciclos entre 5° e 55°C; 1.200.000 ciclos a 50N com frequência de 1,66Hz), todos os espécimes receberam carga até a fratura. As próteses cimentadas demonstraram mediana de carga máxima de ruptura de 1.553N, ao tempo em que as rosqueadas tiveram mediana de 1.457N, sem que houvesse diferença estatisticamente significativa entre estes valores através de teste de Mann-Whitney com $\alpha=0,05$. Os autores puderam concluir que próteses sobre implantes confeccionadas com cerômeros reforçados por fibras de vidro poderiam ser uma alternativa à reconstrução usualmente utilizada de subestrutura metálica, bem como que os dois métodos de fixação são viáveis.

Conforme Bottino et al.¹¹ (2001), um grande avanço nos materiais à base de polímeros foi o desenvolvimento da resina Bis-GMA e a adição de agentes de ligação cruzada. A adição de sílica, quartzo ou vidro, especialmente com agente de união silano, melhorou muito suas propriedades mecânicas e físicas. A combinação da tecnologia cerâmica à integração de fibras possibilitou o surgimento de novos produtos, como os polímeros de vidro, igualmente denominados cerômeros. Estes materiais trouxeram como aspectos relevantes a simplificação dos preparos cavitários, com maior resistência à abrasão, melhor durabilidade e estética natural. Os autores relacionaram os principais cerômeros disponíveis como o Artglass (Heraeus Kulzer), BelleGlass (KerrLab), Sculpture (Jeneric Pentron) e Targis (Ivoclar Vivadent), além de resinas compostas indiretas como Solidex (Shofu) e Vita Zeta (Vita), com informações de suas características e propriedades. Conforme os autores,

o Artglass apresenta carga em torno de 70% em peso, sendo 20% de sílica. A composição resultante do polímero é uma mistura de três elementos vitreos: um vidro radiopaco fino e moído, conhecido como microvidro, com partículas de tamanho médio de $0,7\mu\text{m}$; uma sílica semicristalina com tamanho semelhante e uma matriz com agentes de ligação cruzada, que preenche a definição de vidro orgânico. Este material está indicado para confecção de coroas totais, *inlays*, *onlays* e facetas estéticas. Sua utilização para próteses fixas de três elementos sem utilização de subestrutura metálica deve ser feita somente com reforço por fibras, não havendo uma fibra específica indicada pelos fabricantes. Sua polimerização ocorre por luz, com conversão de monômeros entre 60% e 70%. Já o sistema BelleGlass é polimerizado a elevada temperatura e pressão, respectivamente 135°C e 80psi, garantindo a conversão de monômeros em taxa superior a 98%. É composto por dimetacrilato uretano e uma resina de cadeia aberta de dimetacrilato preenchida com 74% em peso de um vidro de borossilicato, com tamanho médio das partículas de $0,6\mu\text{m}$. Tem indicação para *inlays*, *onlays*, coroas totais e facetas estéticas. Para a confecção de prótese parcial fixa sem metal, a fibra Connect (KerrLab) é sugerida como reforço da estrutura. O cerômero Targis (Ivoclar Vivadent) é composto por um conjunto de partículas finas e tridimensionais de cerâmica, homogeneizadas e compactadas, sendo aproximadamente 80% em peso, e embebidas em uma matriz orgânica. Apresenta polimerização por luz e calor, com indicação para coroas totais, facetas, *inlays*, *onlays* e próteses fixas de três ou mais elementos com reforço da fibra Vectris (Ivoclar Vivadent). Acerca das fibras para reforço os autores citaram que estas podem ser de vidro, de polietileno, de carbono e aramida. As fibras de vidro têm como composição basicamente silício, alumínio e óxidos de magnésio. Suas propriedades são mantidas independentemente da direção da carga, levando a concluir que suas propriedades de flexão são maiores que aquelas apresentadas pelas de polietileno. Estas, por sua

vez, têm alta resistência à tração, porém, são pouco resistentes à compressão. Quanto às fibras de carbono e aramida, há o aspecto desfavorável da estética pobre. Quanto às características das fibras, estas podem ser unidirecionais, entrelaçadas ou trançadas. As fibras unidirecionais como, por exemplo, Vectris e FibreKor (Jeneric Pentron) têm alta resistência flexural. O mecanismo e as propriedades mecânicas das fibras para reforço são complexos. Ao tempo em que as ligas metálicas de uso odontológico são uniformes, homogêneas e isotrópicas, ou seja, mantêm suas propriedades independentemente da direção em que são testadas, as fibras são heterogêneas e anisotrópicas, significando que suas propriedades dependem da direção da carga aplicada em relação à orientação da fibra. A resistência melhorará quando houver maior volume por fração de fibras, ou seja, quanto maior o número de fibras, melhores serão as propriedades e, ainda, quando houver distribuição uniforme das fibras e maior incorporação de resina nas mesmas. A impregnação de resina nas fibras é fundamental para o êxito de sua utilização. A incorporação da resina pode se dar previamente, quando de sua fabricação, dando origem à classificação de pré-impregnadas, como são, por exemplo, a Vectris e a FibreKor. Apresentam como vantagens o menor número de passos para o operador, com melhores propriedades físicas, impregnação mais homogênea da resina e boa consistência. Outra possibilidade é a não incorporação prévia da resina; são as fibras não impregnadas, como ocorre, por exemplo, com as fibras de polietileno Connect e Ribbond (Ribbond). Nestas, embora o operador possa selecionar a resina, é difícil sua impregnação meticulosa, há baixa resistência flexural, possibilidade de contaminação superficial da fibra durante a manipulação e maior tempo de trabalho.

O estudo de Ellakwa et al.²⁷ (2001) investigou a influência da composição e da inserção de fibras de reforço no aprimoramento das

propriedades de flexão (resistência flexural e módulo de elasticidade) de quatro resinas compostas laboratoriais – Artglass (Heraeus Kulzer), BelleGlass (KerrLab), Herculite XRV laboratorial (KerrLab) e Solidex (Shofu), denominadas da série A, e duas resinas compostas experimentais, denominadas das séries B e C. As formulações das resinas compostas experimentais variaram pela mudança no conteúdo de carga (40% a 80% em peso) para a série B ou da matriz orgânica para a série C, de modo a verificar o efeito dessas alterações no grau de reforço das resinas. Para as três séries, foram obtidos corpos-de-prova sem reforço de fibra, que serviram como controle, e outros que foram reforçados por fibras de polietileno (Connect, KerrLab), para avaliar as propriedades flexurais após 24h, e, em relação à série A, também após seis meses. Os espécimes (dez por grupo) foram preparados em matriz de 25 x 2 x 2mm e armazenadas em água destilada a 37°C até a realização dos testes de flexão em máquina universal de ensaios Instron (Instron), com velocidade de 1mm/min. A fibra de reforço Connect, por não ser pré-impregnada, recebeu incorporação de resina Kolor Plus (KerrLab) e foi posicionada na base da matriz (lado de tração). Os resultados foram analisados por ANOVA *three-way* e teste de Tukey com $p < 0,05$ e evidenciaram que, entre os grupos sem reforço armazenados por 24h, BelleGlass apresentou melhor resultado de resistência flexural (109,7MPa), sendo estatisticamente igual a Herculite XRV laboratorial (102,7MPa) e superior a Artglass (82,7MPa) e Solidex (65,6MPa). Quando reforçados, estes materiais se equivaleram estatisticamente, com BelleGlass alcançando 242,1MPa e Artglass 261,6MPa. Em relação ao módulo de elasticidade, também BelleGlass e Herculite XRV sem reforço foram melhores estatisticamente (respectivamente 8,3GPa e 7,6GPa) que Artglass (6,1GPa) e Solidex (4,9GPa). Quando reforçados, os valores se mantiveram semelhantes aos dos espécimes sem reforço, não ocorrendo alteração com BelleGlass (8,3GPa) e reduzindo com Artglass (5,3GPa). O armazenamento em água por seis meses produziu decréscimo

significante na resistência flexural de BelleGlass e Artglass sem reforço, porém, quando reforçados, houve redução significativa somente para Artglass. Em relação ao módulo de elasticidade, a armazenagem por seis meses não produziu alteração para o BelleGlass com ou sem reforço, afetando somente Artglass sem reforço. Nas séries B e C, o aumento do conteúdo de carga e mudanças na formulação da matriz orgânica, respectivamente, melhoraram o módulo de elasticidade das resinas compostas experimentais com reforço, porém não produziram efeito na resistência flexural. Os autores puderam concluir que o reforço de fibras melhorou as propriedades flexurais das resinas compostas laboratoriais avaliadas.

O reforço com fibras de materiais à base de resina tem sido estudado para determinar sua efetividade nas propriedades mecânicas e resistência à fadiga destes materiais. Em pesquisa laboratorial, Ellakwa et al.³⁰ (2001) avaliaram o efeito da colocação de fibra de polietileno nas propriedades flexurais de uma resina composta de uso direto – Herculite XRV (Kerr). Foram confeccionados sessenta corpos-de-prova de 25 x 2 x 2mm, divididos em seis grupos de dez espécimes. Quatro grupos receberam reforço com fibra de polietileno (Connect, KerrLab) e dois foram usados para controle, sem inserção de fibras. Nos quatro grupos de teste foram avaliados a posição da fibra (na base do corpo-de-prova ou ligeiramente acima deste local) e o ambiente (com ou sem armazenamento em água destilada, ambas as condições a 37°C, por duas semanas). Em relação aos dois grupos de controle, também houve variação quanto ao ambiente de armazenamento. Os corpos-de-prova foram testados à temperatura ambiente, em teste de resistência flexural de três pontos, com velocidade de 1mm/min, em máquina universal de ensaios Instron (Instron). A análise estatística foi realizada por ANOVA *one-way* e teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados indicaram que a fibra de polietileno colocada na base do corpo-de-prova

proporcionou um aumento significativo da resistência flexural da resina composta testada. As médias de resistência flexural destes grupos foram de 305,5MPa em ambiente úmido e de 276,5MPa em ambiente seco, sem diferença estatisticamente significativa entre os mesmos. A colocação da fibra ligeiramente acima da base dos espécimes também melhorou significativamente estas propriedades, alcançando médias de 246,2MPa (úmido) e 176,1MPa (seco), embora em menor escala do que os grupos em que a fibra foi colocada na base. Em relação aos grupos de controle, não foram observadas diferenças significativas quanto ao ambiente de armazenamento, com médias de 78,8MPa (úmido) e 106,1MPa (seco), com ocorrência de fraturas abruptas. Exame de MEV revelou que a colocação da fibra ligeiramente acima do lado de tração favoreceu o desenvolvimento e a propagação de trincas na resina e o descolamento da fibra. Os autores concluíram que a colocação de fibra de reforço na base dos corpos-de-prova melhorou suas propriedades flexurais e evitou fraturas abruptas. Quando a fibra foi colocada ligeiramente acima da base, também resultou em melhoria destas propriedades, mas favoreceu a formação precoce de trincas, o que deve ter conseqüências clínicas consideráveis.

As restaurações indiretas têm ampliado seu leque de indicações devido às limitações dos materiais restauradores diretos, especialmente em relação às exigências mecânicas e biológicas nos dentes posteriores. Conforme Araújo⁴ (2002), as restaurações indiretas em cerômeros alcançaram as propriedades físicas e estéticas exigidas na atualidade, assemelhando-se esteticamente às cerâmicas, com a vantagem de menor potencial de desgaste com os dentes antagonistas. Relativamente ao preparo da cavidade, o autor sugere, dentre outros parâmetros, aprofundamento da caixa oclusal de aproximadamente 2mm. Estruturalmente, os cerômeros são micro-híbridos, contendo partículas cerâmicas de diferentes tamanhos, misturadas a uma matriz orgânica,

formando uma estrutura orgânica tridimensional. Esta estrutura pode ser reforçada com a utilização de fibras que melhoram suas propriedades físicas, estendendo suas indicações a coroas e próteses fixas. As fibras de reforço podem ser de vidro ou de polietileno, com ou sem pré-impregnação de resina; as pré-impregnadas, como, por exemplo, FibreKor (Jeneric Pentron) e Vectris (Ivoclar Vivadent), oferecem melhores propriedades mecânicas por sua distribuição mais homogênea, além de adequada consistência de manuseio. Fibras como Connect (KerrLab) e Ribbond (Ribbond) não são pré-impregnadas e, embora ofereçam a vantagem de permitir a escolha da resina para impregnação, acabam não oferecendo o mesmo padrão de embebição, reduzindo a qualidade e a longevidade da restauração.

Restaurações confeccionadas com o sistema Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent) oferecem excelentes resultados clínicos e estéticos, segundo Cho et al.¹⁹ (2002). Os autores objetivaram avaliar, laboratorialmente, o efeito de variações no desenho do preparo dos dentes na adaptação marginal, antes e após cimentação, e a carga máxima de ruptura de coroas totais confeccionadas com o cerômero Targis reforçado com fibra de vidro. Para tanto, três incisivos centrais superiores do lado direito foram preparados para coroas totais com o mesmo desenho de preparo usado para restaurações totalmente cerâmicas. Foi realizado preparo com redução incisal de 2mm, término em ombro de 1mm e ângulo áxio-gengival arredondado, além de três diferentes inclinações (6°, 10° e 15°) que, após moldagem com silicona de adição, originaram três matrizes metálicas. A partir destas três matrizes foram confeccionadas trinta coroas totais de Targis/Vectris, sendo dez para cada inclinação. O teste de carga máxima foi realizado em máquina universal de ensaios UTM Zwick Z010 (Zwick) com velocidade de 5mm/min. O ponto de fratura foi determinado em 10% a menos que a máxima carga aplicada. As médias de carga máxima de ruptura foram de

1.542N para o grupo de 6°, 1.366N para o de 10° e 1.262N para o de 15°. A análise estatística, por ANOVA *one-way* e teste de Scheffé, demonstrou que a carga máxima de ruptura das coroas com inclinação de 6° foi significativamente maior que das coroas com 15°. Cada coroa fraturada foi avaliada por MEV quanto ao padrão de fratura; todas as coroas demonstraram um padrão de fratura em duas fases: na intimidade do material Targis, seguindo-se de falha adesiva entre este e o Vectris. Segundo os autores, os valores de carga máxima alcançados foram maiores do que aqueles considerados clinicamente aceitáveis para coroas totalmente cerâmicas.

Ellakwa et al.³¹ (2002) realizaram um estudo para avaliar a influência de três tipos de fibra, de dois agentes de impregnação e de dois tempos de armazenagem em água a 37°C nas propriedades flexurais de um cerômero. Foram utilizadas fibras de polietileno (Connect, KerrLab), de aramida (Fibreflex, Biocomp) e de vidro (Sticktech, Stick Tech) em corpos-de-prova com Artglass (Heraeus Kulzer), além de corpos-de-prova sem fibras para controle. Foram obtidos 110 espécimes divididos em 11 grupos, sendo dois de controle, sem reforço, com diferença no tempo de armazenagem, de 24h e seis meses. Os demais nove grupos se dividiram segundo o tipo de fibra de reforço. Para cada uma delas, foram constituídos três grupos de dez espécimes; no primeiro foi utilizado para impregnação o Artglass liquid (Heraeus Kulzer), com armazenagem por 24h, e os dois outros com Kolor Plus (KerrLab), com tempos de armazenagem de 24h e seis meses. Os corpos-de-prova foram preparados utilizando-se matriz de 25 x 2 x 2mm e as fibras foram colocadas na base da matriz (lado de tração). A média de resistência flexural e o módulo de elasticidade foram determinados em teste de três pontos, em máquina universal de ensaios Instron (Instron), com velocidade de 1mm/min. A análise estatística dos resultados foi realizada por ANOVA *two-way* e teste de Scheffé, ao nível de significância de 1%.

Os resultados demonstraram um aumento significativo (de 124% com fibra de polietileno e 364% com fibra de vidro) na média de resistência flexural dos grupos com reforço, em relação aos não reforçados, quando armazenados por 24h. Ao se comparar a resistência flexural e o módulo de elasticidade dos três tipos de fibras, com armazenamento por 24h, verificou-se que os corpos-de-prova reforçados com fibra de vidro alcançaram valores estatisticamente superiores aos demais, quando impregnados por Artglass liquid (383,6MPa e 9,4GPa, respectivamente). Após seis meses de armazenagem em água, um declínio significativo (28%) ocorreu na média de resistência flexural dos espécimes reforçados com fibras de vidro. A escolha do tipo de fibra e do agente de impregnação demonstraram influência positiva na resistência flexural de cerômero reforçado por fibra.

De acordo com Gomes & Gomes³⁷ (2002), a crescente solicitação por dentes esteticamente agradáveis, tanto anteriores quanto posteriores, ensejou o desenvolvimento, pelas indústrias, de novos produtos que aliassem esta virtude à maior resistência mecânica. Segundo os autores, os cerômeros são polímeros indicados tanto para restaurações unitárias como para pequenas próteses fixas. O termo se originou da expressão *ceromer*, uma abreviação de *ceramic optimized polymer*. Disponibilizados em 1995, possuem carga inorgânica constituída de partículas minerais cerâmicas que correspondem a cerca de 70% do conteúdo em peso, com pequeno diâmetro, entre 0,04 e 1 μ m; apresentam resistência flexural entre 120 e 160MPa, com módulo de elasticidade entre 8,5GPa e 12GPa. Relativamente à matriz orgânica, o Bis-GMA é substituído, em algumas marcas comerciais, por uma resina de policarbonato, denominada PCDMA. Conforme os autores, quanto à polimerização, os cerômeros se distinguem entre grupos que recebem somente luz, outros que utilizam luz e calor e um terceiro no qual se emprega, após a fotopolimerização, calor sob pressão. No primeiro grupo

os autores exemplificaram o Artglass (Heraeus Kulzer), que apresentaria resistência flexural de 110MPa e módulo de elasticidade de 9GPa. Citaram, ainda, resinas compostas laboratoriais, como Solidex (Shofu) e Zeta (Vita), que, pelos menores valores de resistência flexural (cerca de 80MPa, com módulo de elasticidade de 5GPa) não se classificariam como cerômeros. No segundo grupo, incluíram os sistemas Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent) e Sculpture/Fibrekor (Jeneric Pentron), ambos com resistência flexural aproximada de 1.000MPa e módulo de elasticidade de 16GPa. Finalmente, no grupo que recebe luz, calor e pressão, foi citado o cerômero BelleGlass (KerrLab), com 142MPa de resistência flexural e módulo de elasticidade de 13GPa. Quanto às características dos preparos, os autores propuseram profundidade na caixa oclusal de no mínimo 1,5mm nos casos de *inlay*; para restaurações *onlay* é sugerido aprofundamento de 2mm.

Em publicação de 2002, Gomes et al.³⁸ destacaram que a evolução dos materiais restauradores indiretos tem revolucionado os conceitos de prótese fixa. Os avanços mais importantes do passado recente foram o advento da prótese adesiva, proposta em 1973, e da primeira geração de resinas compostas indiretas em 1980, as quais, porém, apresentavam baixos valores de resistência flexural e módulo de elasticidade, além de instabilidade de cor e baixa resistência à fratura. Posteriormente, foram lançados no mercado novos materiais, denominados cerômeros, que se constituíram na segunda geração das resinas compostas laboratoriais, contendo partículas cerâmicas finas tridimensionais, de tamanho submicrométrico, misturadas a uma matriz orgânica melhorada, com ótimo potencial para se polimerizar por luz e calor. Enfatizaram que, enquanto alguns polímeros convencionais contêm somente moléculas bifuncionais de Bis-GMA, os cerômeros são consideravelmente mais complexos por conterem grupos polifuncionais. Tais configurações proporcionam potencial para criar um entrecruzamento

de maior nível e uma maior conversão de conexões duplas, dando como resultado uma maior resistência mecânica ao material. Os cerômeros podem, ainda, receber reforço por fibras, estendendo suas indicações clínicas para próteses fixas de pequena extensão. Nos preparos cavitários de dentes posteriores, os autores sugerem profundidade mínima de 1,5mm. Acerca do sistema Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent), destacaram que o Targis possui de 75% a 85% de carga inorgânica e que este recobre a fibra de vidro Vectris, que apresenta módulo de elasticidade de 11,3GPa, próximo ao apresentado pela dentina (16 a 18GPa), permitindo resultado final com boa resistência flexural, adequada estabilidade e menor tendência à fratura, além de possibilidade de reparo e menor desgaste da estrutura dental remanescente. Ressaltaram, porém, que o mencionado sistema apresenta custo relativamente elevado e longevidade clínica não comprovada. Os autores apresentaram caso clínico de paciente do sexo feminino, 30 anos de idade, com ausência dos dentes 22, 24 e 26, que recebeu prótese fixa de seis elementos com sistema Targis/Vectris.

Pesquisa laboratorial conduzida por Kolbeck et al.⁴⁸ (2002) objetivou estimar a aplicação clínica de uma prótese parcial fixa posterior de três elementos, confeccionada com cerômero reforçado por fibra de polietileno, em comparação com um sistema reforçado por fibra de vidro. Foram selecionados 64 terceiros molares humanos, recentemente extraídos, nos quais foram executados preparos de 1mm de profundidade e, sobre eles, confeccionadas 32 próteses fixas, sendo 16 com fibra de polietileno não previamente impregnada (BelleGlass/Connect, KerrLab) e 16 com fibra de vidro pré-impregnada unidirecional (Sculpture/FibreKor, Jeneric Pentron). Foram realizadas ciclagens térmica (6.000 ciclos entre 5° e 55°C) e mecânica (1.200.000 ciclos com 50N e frequência de 1,66Hz), equivalentes a cinco anos de uso clínico, 24h após cimentação. O teste mecânico foi realizado em oito próteses de cada material com

máquina universal de ensaios Zwick 1446 (Zwick), sendo a carga aplicada no centro do elemento pântico, utilizando-se uma esfera de aço de 12,5mm de diâmetro a uma velocidade de 1mm/min, com recobrimento das cúspides do pântico com uma lâmina de estanho de 0,5mm, com objetivo de minimizar o impacto da esfera de aço sobre as cúspides. A carga de fratura foi determinada em 10% menor que a máxima carga suportada. A análise estatística dos resultados foi feita utilizando-se testes de Mann-Whitney e de Kruskal-Wallis, ao nível de significância de 5%. A mediana dos valores de carga máxima de ruptura do grupo BelleGlass/Connect foi de 830N e do grupo Sculpture/FibreKor foi de 884N, sem diferença estatisticamente significativa. Com relação à adaptação marginal, as próteses com fibra de vidro mostraram 98% de sucesso na adaptação marginal, enquanto as de polietileno exibiram 82%, constatando-se diferença estatística entre estes valores. Os autores concluíram que os dois sistemas parecem apresentar aplicação clínica promissora.

Em pesquisa *in vitro*, Kolbeck et al.⁴⁹ (2002) objetivaram comparar a carga máxima de ruptura de próteses parciais fixas com preparos parciais nos dentes pilares confeccionadas com diferentes materiais. Para tanto, foram utilizados 64 terceiros molares recém-extraídos, cujas raízes foram recobertas com uma camada de 1mm de material de moldagem (Impregum F, 3M ESPE). Estes dentes serviram de pilares para próteses fixas de três elementos, tendo sido embutidos em resina acrílica com uma distância de 10mm entre os mesmos, equivalente à do pântico. Foram testados cinco diferentes materiais: a) Empress 2 (Ivoclar Vivadent); b) Connect/BelleGlass (KerrLab); c) FibreKor/Sculpture (Jeneric Pentron); d) Vectris/Targis (Ivoclar Vivadent); e) EverStick/Sinfony (Stick e Ivoclar Vivadent). Após confeccionadas, as próteses foram cimentadas (Variolink II, Ivoclar Vivadent) e armazenadas em água destilada a 37°C por 24h. Posteriormente, as próteses fixas

receberam ciclagens térmica (6.000 ciclos de 2min entre 5° e 55°C, em água destilada) e mecânica (1.200.000 ciclos de 50N, com frequência de 1,66Hz), simulando um período de função na cavidade bucal de cinco anos. A carga máxima de ruptura de cada prótese foi determinada em máquina universal de ensaios (Zwick 1446, Zwick), com carga aplicada no centro do pântico, usando uma esfera de aço de 12,5mm de diâmetro e velocidade de 1mm/min. A análise estatística dos resultados por teste de Mann-Whitney e Kruskal-Wallis com $p \leq 0,05$ demonstrou que o sistema FibreKor/Sculpture apresentou valor de carga máxima de ruptura significativamente menor que todos os outros sistemas (368N), com melhores resultados para BelleGlass/Connect (898N) e Targis/Vectris (723N), não havendo diferenças estatísticas significativas entre os dois últimos, seguindo-se EverStick/Sinfony (634N) e Empress 2 (520N). Segundo os autores, em um estudo prévio (KOLBECK et al.⁴⁸, 2002), em que foram utilizados preparos convencionais para próteses fixas de Connect/BelleGlass e FibreKor/ Sculpture, maior valor de carga máxima de ruptura foi encontrado neste último. Este resultado pode ser creditado à orientação unidirecional das fibras de vidro, que é responsável por uma maior resistência destas em relação às fibras entrelaçadas de polietileno, e, ainda, ao fato de não haver união química entre a fibra de polietileno e a matriz resinosa. Entretanto, os autores justificaram um maior valor de carga de ruptura do grupo constituído com fibra de polietileno (BelleGlass/Connect), no estudo, ao fato de terem sido utilizados preparos parciais e estes resistirem menos às forças de deformação do que os de cobertura total.

O objetivo da pesquisa de Lassila et al.⁵² (2002) foi determinar a resistência flexural e módulo de elasticidade de corpos-de-prova (25 x 2 x 2mm) obtidos com a resina composta laboratorial Sinfony (ESPE) reforçados com fibra de vidro (Stick, Stick Teck) impregnada por diferentes agentes resinosos (Sinfony Activator, 3M; Triad Gel, Dentsply e

3M Scotchbond Multipurpose Adhesive, 3M). Os autores variaram, ainda, o volume de fibra nos espécimes e a forma de armazenagem (em ambiente seco por 48h, ou em água por trinta dias). Foram confeccionados seis corpos-de-prova por grupo, os quais foram submetidos a teste de flexão de três pontos, conforme norma ISO 10477⁴¹ (1992). A resistência flexural dos espécimes com volume de 45% de fibra de vidro variou entre 759MPa e 916MPa em ambiente seco. O armazenamento em água determinou resistência entre 420MPa e 607MPa. A análise estatística por ANOVA e teste de Scheffé revelou que o volume de fibra influenciou positivamente nas propriedades flexurais. Também foi possível verificar que a secagem dos espécimes recuperou suas propriedades mecânicas, bem como a redução nas propriedades flexurais após imersão em água é dependente da sorção de água. Os autores concluíram que o uso de resinas compostas laboratoriais com baixa capacidade de sorção de água parece ser benéfico no sentido de maximizar suas propriedades flexurais.

Próteses parciais fixas sem metal têm sido confeccionadas utilizando-se fibras impregnadas em resina como subestrutura de reforço. Em pesquisa laboratorial, Moura Júnior et al.⁵⁷ (2002) compararam a resistência flexural de dois sistemas de cerômeros reforçados com fibras de vidro: Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent) e Sculpture/FibreKor (Jeneric Pentron). Com esta finalidade, foram confeccionados vinte corpos-de-prova de cada um dos sistemas, com medidas de 20 x 4 x 4mm, os quais foram submetidos a ensaio de flexão em máquina universal de ensaios MTS 810 (MTS), com velocidade de 1mm/min. A análise estatística dos resultados com teste de Mann-Whitney, com nível de significância de 5%, evidenciou que o sistema Targis/Vectris exibiu comportamento significativamente melhor que Sculpture/FibreKor (185,29MPa e 113,16MPa, respectivamente), com desvio-padrão maior para o sistema da Ivoclar Vivadent (47,82MPa contra 22,69MPa).

Segundo Vallittu⁶⁸ (2002), a porcentagem de fraturas da porcelana em coroas metalocerâmicas é de, aproximadamente, 5% em dez anos e que, freqüentemente, os reparos realizados também fraturam, fazendo com que este seja um problema clínico de difícil solução. Um método adicional que poderia ser utilizado em conjunto com as técnicas adesivas nos reparos, aumentando a resistência à fratura, seria o uso de retenção mecânica, de forma a eliminar o deslocamento da resina composta utilizada no reparo, mas esta, isoladamente, requereria um alto volume de material, o que, clinicamente, não é viável. Entretanto, métodos de reforço das resinas compostas, adicionalmente à retenção mecânica, poderiam permitir o uso de camadas mais finas e clinicamente mais aceitáveis, como, por exemplo, a inclusão de fibras de vidro. A partir dessas considerações, o autor se propôs a determinar a carga máxima de ruptura de reparos em coroas metalocerâmicas simuladas, através da execução de retenção mecânica, com utilização de resina composta sem reforço (Sinfony, 3M ESPE) ou com reforço de uma ou duas camadas de fibra de vidro pré-impregnada (StickNet, Stick Tech), de 0,06mm de espessura. Para tanto, foi confeccionada uma matriz metálica para simular a subestrutura de uma coroa metalocerâmica de um incisivo central superior, em que a retenção mecânica criada foi localizada contra uma carga oclusal na porção palatina da margem incisal. Foram confeccionados cinco corpos-de-prova para cada uma das condições avaliadas. Não foi utilizada nenhuma técnica adesiva para aderir as fibras à estrutura metálica, com o objetivo de avaliar a influência da retenção mecânica na carga máxima de ruptura. O teste foi realizado 1h após a polimerização, em máquina universal de ensaios (Lloyd LRX, Lloyd) com velocidade de 1mm/min. A carga foi aplicada na margem incisal até que ocorresse fratura ou deslocamento da resina. Os resultados foram analisados por ANOVA *one-way*. Os reparos do grupo sem reforço fraturaram em duas partes, enquanto os reforçados por fibras

remanesceram unidos. A carga máxima de ruptura para o grupo sem reforço foi de 121N, enquanto, para os grupos com reforço foi de 399N (uma camada) e 744N (duas camadas), valores estes estatisticamente diferentes. O autor concluiu que a perspectiva clínica do uso de fibra de vidro para reforço, conjuntamente com retenção mecânica e técnica adesiva, permitiria uma maior longevidade dos reparos com resina composta.

O objetivo do estudo de Behr et al.¹⁰ (2003) foi determinar a carga máxima de ruptura de coroas totais em molares confeccionadas com cerômeros com ou sem reforço de estrutura. Foram constituídos três grupos de estudo, formados por coroas com reforço, sendo um com fibra de polietileno (BelleGlass/Connect, KerrLab) e dois com fibras de vidro (Sculpture/FibreKor, Jeneric Pentron e Targis/Vectris, Ivoclar Vivadent), além de quatro grupos de cerômeros sem reforço – Sculpture, Targis, BelleGlass e Artglass (Heraeus Kulzer). Todas as coroas (oito de cada grupo) foram preparadas com pontas diamantadas de 0,8mm de diâmetro em dispositivo para preparo (Intensiv), ficando este restrito ao esmalte. As coroas foram, então, cimentadas em molares humanos e submetidas a ciclagens térmica (6.000 ciclos entre 5 e 55°C) e mecânica (1.200.000 ciclos de 50 N, com frequência de 1,66Hz). O teste foi realizado em máquina universal de ensaios Zwick 1446 (Zwick), com uma carga aplicada axialmente, no centro da coroa, com uma esfera de aço de 12,5mm de diâmetro, a uma velocidade de 1mm/min. Uma folha de estanho de 0,4mm foi inserida entre a esfera de aço e a coroa para evitar que a carga fosse aplicada diretamente nas cúspides. A análise do padrão de fratura por MEV mostrou que a linha de fratura nas coroas de Targis/Vectris e BelleGlass/Connect ocorreu entre a fibra e o cerômero ou no próprio cerômero. Já os espécimes de Sculpture/FibreKor mostraram que a linha de fratura teve continuidade através da fibra ou do polímero de recobrimento. Tendo em vista que as fibras não sofreram falha abrupta

durante o ensaio de flexão, o valor de carga considerado foi 10% a menos do que a carga máxima registrada. A análise estatística foi realizada por ANOVA *one-way* e *two-way* e teste de Tukey ao nível de significância de 5%, considerando a mediana de cada grupo. Os resultados mostraram que as coroas de Artglass sem reforço tiveram maior valor de carga de ruptura (2.510N), sem diferença estatisticamente significativa com Sculpture/FibreKor, Targis/Vetris e Sculpture. Não houve diferença significativa entre as coroas reforçadas e sem reforço de um mesmo material. Entretanto, conforme ressaltaram os autores, as coroas de Artglass apresentaram uma larga distribuição de valores, o que tornaria o material susceptível a falhas sob condições clínicas. Em vista disso, Artglass não pode ser considerado, com base nos resultados do estudo, superior às demais coroas, sejam reforçadas ou não. As razões explanadas pelos pesquisadores para as variações consideráveis apresentadas nos resultados foram que o processo de fabricação requer grande habilidade, podendo ser susceptível a falhas e que, somente se a adesão entre fibra e matriz resinosa for perfeita, a carga pode ser transferida da matriz para as fibras, aumentando a capacidade de resistência. Finalmente, destacaram que o preparo dos dentes com 0,8mm de profundidade não ofereceu espaço para mais de uma pequena camada de fibra, a fim de que a coroa pudesse atender aos requisitos estéticos e anatômicos. Uma pequena quantidade de fibras passou a atuar como corpo estranho na massa de resina, interrompendo a continuidade do material e enfraquecendo toda a restauração.

Chong & Chai²⁰ (2003) desenvolveram pesquisa laboratorial objetivando comparar a probabilidade de fratura, sob carga de flexão, de cinco diferentes alternativas de restaurações estéticas. Foram obtidos dez corpos-de-prova (22 x 8 x 2mm) de cada um dos seguintes materiais: a) Targis/Vectris Frame (Ivoclar Vivadent); b) FibreKor/Sculpture (Jeneric Pentron); c) In-Ceram Alumina (Vita); d) In-

Ceram Zirconia (Vita); e) Metalocerâmica – Nobel Alloy (Engelhard-CIal) e Vita Omega (Vita), este último utilizado como controle. A subestrutura de cada um dos materiais teve dimensões de 20 x 6 x 1 mm, sendo o restante preenchido com o material de cobertura. Os corpos-de-prova foram submetidos a ensaio de flexão com carga de 0,5N/s em máquina universal de ensaios (Zwick 1435, Zwick). Os espécimes de FibreKor/Sculpture demonstraram maior média de carga máxima de ruptura (613N), sem diferença estatística em relação ao grupo controle (571N), sendo estes superiores aos demais grupos, que não exibiram diferenças estatisticamente significativas entre si, com valores médios de 320N para Targis/Vectris, 286N para In-Ceram Zirconia e 237N para In-Ceram Alumina. Os autores justificaram que as diferenças no desenho e mecanismo das fibras entre FibreKor e Vectris Frame deve explicar parcialmente a diferença encontrada entre seus valores de carga máxima de ruptura. A fibra de vidro Vectris bidirecional constitui-se de uma malha que se divide igualmente entre as direções longitudinal e transversal, e, conseqüentemente, a eficiência de reforço cai pela metade, uma vez que metade das fibras tem direção longitudinal à direção da carga aplicada. Ainda, pode-se supor que a resistência do Vectris deriva da resistência de suas fibras e da boa adesão fibra/matriz, e que comparado ao FibreKor, aquele apresenta um menor grau de falha na adesão entre fibra e matriz. Porém, isto deve sugerir que o Vectris não se beneficia tanto do mecanismo de enrijecimento provocado pela fibra como no sistema FibreKor, o qual é responsável por uma maior resistência deste último.

Conforme Chong & Chai²¹ (2003), as fibras de vidro são materiais amorfos (não cristalinos), isotrópicos (propriedades iguais em todas as direções) e, estruturalmente, constituem-se em uma rede tridimensional de silício, oxigênio e outros átomos dispostos de forma aleatória. Paradoxalmente, as resinas compostas indiretas reforçadas por fibras são materiais anisotrópicos, uma vez que a resistência e a dureza

dependem, primariamente, da orientação das fibras. As fibras de vidro, por si só, possuem alta resistência à tração, mas a resistência de próteses fixas contendo fibras é determinada por fatores como o volume de fibras, capacidade da matriz resinosa de suportar esforços e interface matriz-fibra. Os autores se propuseram a avaliar a resistência à flexão de dois resinas compostas indiretas reforçadas por fibras, bem como destas fibras isoladamente, além de determinar o modo de fratura. Para tanto, foram constituídos quatro grupos com dez espécimes em cada de a) Fibrekor (Pentron); b) Vectris Frame (Ivoclar Vivadent); c) Fibrekor/Sculpture (Pentron) e d) Vectris/Targis (Ivoclar Vivadent) com dimensões de 20 x 6 x 1mm, sendo Fibrekor uma fibra de vidro unidirecional e Vectris Frame bidirecional. Foi realizado teste de flexão de três pontos com carga de 0,5N/s em máquina de testes Zwick 1435 (Zwick). Nos espécimes que incluíam o polímero, a fibra foi colocada na base, ocupando metade da espessura total (0,5mm). Todos os corpos-de-prova de FibreKor, com exceção de um, apresentaram falha na superfície de compressão e todos de Vectris Frame na superfície de tração, sendo que quatro destes também falharam na superfície de compressão. Porém, quando adicionados das resinas compostas indiretas, ambos falharam na superfície de tração, mas remaneceram unidos, exceto um corpo-de-prova de FibreKor/Sculpture em que a fibra se destacou do polímero. Análise por MEV mostrou falha adesiva dos espécimes de FibreKor (entre matriz resinosa e fibra) com presença de fraturas da fibra, enquanto Vectris Frame mostrou boa adesão fibra/matriz e falhou predominantemente com fraturas da fibra e microfraturas da matriz aderida à fibra. Os resultados do estudo demonstraram que a fibra unidirecional FibreKor, sem e com Sculpture, teve média de resistência flexural significativamente maior (respectivamente 1.201MPa e 165MPa) que a fibra bidirecional Vectris Frame (412MPa) e Vectris/Targis (84MPa).

Ellakwa et al.²⁸ (2003) desenvolveram pesquisa *in vitro* objetivando comparar a carga máxima de ruptura de coroas confeccionadas com BelleGlass (KerrLab), com ou sem inclusão de fibras de reforço, em pré-molares superiores recém-extraídos. Para a padronização dos preparos cavitários foram definidos como parâmetros uma profundidade de 2mm, tanto na área de fossa quanto de cúspides e desgaste circunferencial de 1mm com 6° de convergência, após remoção de qualquer convexidade nas paredes laterais, a uma distância de 1mm da junção cimento-esmalte. Foram constituídos quatro grupos, com dez corpos-de-prova em cada, sendo o primeiro, de controle, obtido com coroas totais sem reforço estrutural. No segundo grupo foi utilizada uma camada de fibra de reforço de polietileno Construct (KerrLab), inserida antes do polímero. Em um terceiro, os autores utilizaram uma fibra de vidro experimental unidirecional (Glass Fiber Yarns) com filamento de 9µm de diâmetro, colocando-se três camadas de fibra previamente ao BelleGlass. Finalmente, no último grupo, foram utilizadas duas camadas de fibra de vidro Stick (Stick Tech), não pré-impregnada, seguindo-se os procedimentos orientados pelo fabricante para impregnação antes da inserção do polímero. Após união das coroas aos dentes utilizando agente cimentante resinoso (Nexus, Kerr) e realização de procedimentos de acabamento e polimento, os espécimes foram armazenados em água a 37°C por período de 24h. Procedeu-se, então, a teste mecânico utilizando carga compressiva com velocidade de 1mm/min em máquina universal de ensaios, com esfera de aço de 4mm de diâmetro, situada na porção central das coroas. Os valores de média e desvio padrão de cada grupo foram obtidos e comparados entre si utilizando ANOVA *one-way* ($p < 0,05$). A análise estatística indicou não haver diferença significativa entre os grupos, que suportaram, respectivamente, carga de 2kN, 2,4kN, 2,7kN e 2,3kN. A análise dos espécimes fraturados permitiu verificar que, no grupo controle, cinco coroas desintegraram-se após o teste. Já nos demais grupos, as coroas mostraram trincas, mas sem fratura completa e,

aparentemente, o polímero manteve-se aderido pela fibra. A análise por MEV de cinco coroas por grupo, após teste de fratura, mostrou adesão entre as fibras e o polímero e continuidade entre o agente cimentante resinoso e a dentina, mas com fraturas da estrutura dental. Os autores concluíram que os valores de carga máxma suportada foram satisfatórios, permitindo o emprego de BelleGlass em coroas posteriores e, ainda, que o reforço de fibras, embora não tenha aumentado o valor de carga máxma de ruptura, produziu um modo de fratura menos severo, que deve ter significância clínica em termos de manutenção e longevidade deste tipo de restauração, em especial se se levar em consideração a possibilidade de execução de reparos nos casos de pequenas trincas.

Segundo Ellakwa et al.²⁹ (2003), tem sido demonstrado que a colocação de fibra de polietileno no lado de tração aumenta a resistência flexural de uma resina composta em comparação com espécimes de controle não reforçados, mas que, por outro lado, a posição da fibra pode influenciar no insucesso da restauração. Exames em MEV revelaram que a colocação da fibra um pouco acima da superfície de tração favoreceu o desenvolvimento e a propagação de trincas. O objetivo do estudo dos autores foi avaliar a influência da colocação de fibras de polietileno a cinco distâncias diferentes do lado de tração nas propriedades flexurais de resinas compostas. Foram confeccionados sessenta corpos-de-prova (25 x 3 x 3mm) de Artglass (Heraeus Kulzer), divididos em seis grupos de dez corpos-de-prova, para teste de resistência flexural de três pontos. Cinco grupos receberam reforço com a fibra Connect (KerrLab) sendo na base do corpo de prova (posição zero) ou com distâncias de 0,5mm, 1mm, 1,5mm e 2,5mm do lado de tração e o sexto grupo constituiu-se de grupo controle sem fibra de reforço. Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C, por 24h, antes de serem submetidas ao teste à temperatura ambiente, sendo a carga aplicada centralmente a 90° do longo eixo dos espécimes a uma

velocidade de 1mm/min. Todos os corpos-de-prova reforçados por fibras remaneceram unidos após o teste, enquanto os não reforçados sofreram falhas abruptas. Os resultados indicaram que a colocação de fibra na posição zero aumentou significativamente a resistência flexural, mas que, ao se mover a fibra desta superfície, esta propriedade foi reduzida significativamente.

Como consenso do Segundo Simpósio Científico sobre Fibras de Reforço ocorrido na Holanda em outubro de 2001, foi redigido documento por Kangasniemi et al.⁴⁴ (2003) no qual os pesquisadores atestaram que estudos *in vitro* confirmam que as melhores resinas reforçadas por fibras disponíveis à época tinham um comportamento de igual nível ao dos materiais convencionais para coroas, como, por exemplo, metalocerâmicas e sistemas totalmente cerâmicos. A questão que deveria ser trabalhada é como os sistemas de reforço de fibras poderiam ser desenvolvidos de forma a se tornarem mais fáceis e de menor sensibilidade técnica, com melhor custo-benefício em relação aos materiais convencionais. Citaram que as vantagens mecânicas proporcionadas pelas resinas compostas indiretas reforçadas por fibras incluem bons valores de resistência flexural, resistência à fadiga, módulo de elasticidade e resistência adesiva. Os autores sugeriram parâmetros mínimos a serem seguidos pelos pesquisadores na divulgação de seus estudos, sejam laboratoriais ou clínicos. Para as pesquisas *in vitro*, esses parâmetros incluem volume de fibras (tanto em relação à composição da fibra, quanto em relação ao corpo-de-prova), orientação das fibras relativamente à direção da carga e posição da fibra na amostra. Para os estudos clínicos, formato da subestrutura de fibra utilizada, tipo de preparo cavitário, técnica adesiva utilizada, módulo de elasticidade do polímero, mobilidade do dente, além de número de pilares e tamanho dos pânticos. Acrescentaram, ainda, que as resinas compostas indiretas reforçadas por fibras são capazes de produzir próteses definitivas e não

somente temporárias, sendo razoável uma expectativa de longevidade clínica de cinco anos das mesmas, não sendo inviável falar-se até mesmo em dez anos ou mais. Concluíram que estes materiais deveriam se constituir não como substitutos dos materiais convencionais à base de cerâmica, mas, sim, como alternativa adicional aos mesmos.

Tratamentos odontológicos indiretos necessitam de restaurações temporárias, especialmente nas situações de próteses parciais fixas, as quais precisam apresentar rigidez adequada, principalmente nos casos de tratamentos de longa duração ou de grande sobrecarga oclusal. Com essa premissa, Pfeiffer & Grube⁵⁹ buscaram determinar, através de pesquisa laboratorial desenvolvida em 2003, a carga máxima de ruptura de corpos-de-prova simulando próteses parciais fixas temporárias confeccionadas com vários materiais e comprimentos. Foram constituídos quinze grupos de teste, com cinco materiais e três diferentes dimensões, utilizando três espécimes por grupo. Para o estudo, foram confeccionadas próteses parciais fixas temporárias de elementos pilares na forma de coroas totais com três, quatro ou cinco elementos (espaços protéticos de 12mm, 19mm ou 30mm, respectivamente). Buscou-se reproduzir o contorno normal dos pânticos em trabalhos protéticos, com menores dimensões das áreas dos conectores. Deste modo, o pântico possuiu altura de 7mm e largura vestibulo-lingual de 8,5mm e, nas áreas correspondentes aos conectores, estas medidas foram reduzidas, respectivamente, para 4,3mm e 5,3mm. Os materiais testados foram: a) um polímero termoplástico (Promysan Star, Pedrazzini); b) Promysan Star com uma resina composta laboratorial (Vita Zeta, Vita); c) uma resina composta laboratorial (Sinfony, 3M ESPE), reforçada com fibra de polietileno não impregnada (Ribbond, Ribbond); d) um sistema de cerômero reforçado com fibra de vidro impregnada (Targis/Vectris, Ivoclar Vivadent) e e) uma resina acrílica convencional (Biodent, Dentsply), que atuou como grupo controle. Após termociclagem

(5.000 ciclos entre 5° e 55°C), as próteses temporárias foram cimentadas com agente cimentante temporário (Temp Bond, Kerr) e, posteriormente, submetidas a teste de flexão de três pontos até a ruptura em máquina universal de ensaios Zwick 1120 (Zwick), com a carga sendo aplicada no centro da prótese a uma velocidade de 1mm/min, com interposição de uma folha de estanho de 0,5mm. Os resultados foram submetidos à análise estatística (ANOVA *two-way*), seguindo-se comparação múltipla por Bonferroni, considerando nível de significância de 5%. As médias de carga máxima de ruptura foram significativamente diferentes para as próteses de três ($640 \pm 146\text{N}$), quatro ($626 \pm 229\text{N}$) ou cinco ($658 \pm 98\text{N}$) elementos confeccionadas com Targis/Vectris, quando comparadas com Promysan, Biodent e Promysan/Vita Zeta. Em relação ao grupo constituído com Sinfony/Ribbond, houve diferença estatística nas próteses de quatro e cinco elementos ($281 \pm 25\text{N}$ e $252 \pm 74\text{N}$, respectivamente). Os autores concluíram que, com base nos resultados desta pesquisa, a utilização de fibras de reforço pré-impregnadas aumenta consideravelmente o valor de carga máxima de ruptura de próteses parciais fixas temporárias de diferentes comprimentos.

De acordo com relatório técnico do fabricante, Angelus² (2004), Fibrex-lab é um material composto, reforçado com fibras de vidro, para confecção de estruturas translúcidas de coroas e pontes. O sistema depende do emprego de fontes de luz, idealmente associadas ao vácuo, permitindo um maior grau de conversão da matriz, com menor contração de polimerização e maior resistência final. É apresentado comercialmente com variados arranjos em sua arquitetura: a) fibrex medial, formado de feixe de fibras de vidro unidirecionais, com diâmetro de 2,5mm (ajustável) e 10,5mm de comprimento, sendo mais resistentes à flexão, aumentando a resistência transversa e o módulo de flexão; b) fibrex juncional, formado de uma manta de fibras de vidro multidirecionais com 0,3mm de espessura, 20mm de largura e 10,5mm de comprimento, as quais

melhoram a resistência em várias direções, aumentando a resistência à fratura coronária; c) fibrex coronal, formado de tecido de fibras multidirecionais com 0,6mm de espessura e 2,3cm de diâmetro e d) fibrex fita, formado de feixe de fibras de vidro unidirecionais trançadas, com 0,3mm de espessura, 20mm de largura e 15cm de comprimento. As fibras são pré-impregnadas em uma matriz resinosa, facilitando seu manuseio e melhorando a união entre elas e os cerômeros. Essa pré-impregnação, segundo o relatório, melhora as propriedades físicas e mecânicas do produto final, por proporcionar uma impregnação mais homogênea, além de eliminar um passo crítico do laboratorista. Acrescenta, ainda, que o sistema fibrex-lab apresenta compatibilidade com resinas compostas laboratoriais disponíveis, acrescentando que Fibrex Medial apresenta resistência flexural de 612MPa e módulo de elasticidade de 9,4GPa.

Gomes et al.³⁹ (2004) apresentaram revisão de literatura acerca das resinas compostas laboratoriais de segunda geração definindo-os como resinas compostas microhíbridas com alta densidade de partículas de carga. Segundo os autores, o aumento na quantidade de partículas inorgânicas e conseqüente redução do volume de matriz orgânica, reflete-se na melhoria das propriedades mecânicas do material, como maior resistência ao desgaste e menor contração de polimerização. Embora variando entre os materiais, de modo geral a porção inorgânica é constituída por partículas cerâmicas, vidro de bário ou sílica em tamanhos que variam entre 0,04 μ m e 1 μ m. Já a matriz orgânica assemelha-se à das resinas compostas de uso direto, porém, além das moléculas bifuncionais convencionais, há a incorporação de novas matrizes poliméricas e monômeros multifuncionais, que apresentam de quatro a seis sítios para ligação durante a polimerização. Isto possibilita a formação de ligações cruzadas, gerando uma estrutura macromolecular complexa e irreversível, vista como uma rede tridimensional, de densidade superficial elevada e propriedades mecânicas próximas às do dente natural. Quanto mais

regular e compacta a rede polimérica, maior é a força de atração intermolecular e melhores são as propriedades mecânicas do material. Um fator de grande influência para a obtenção desse objetivo é o grau de conversão de monômeros em polímeros e, em face disso, as resinas laboratoriais de segunda geração apresentam, em geral, formas complementares de polimerização além da luz. Este aspecto é de tal forma ressaltado que, conforme os autores, um método adequado de classificação destes materiais é baseado no processo de polimerização, citando a preconizada por Garone Netto & Burger³⁵ (1998). Relativamente aos materiais polimerizados por luz, com polimerização complementar por calor sob pressão, é ressaltado que a utilização de pressão constante no processo de polimerização é capaz de eliminar a porosidade, reduzindo o processo de degradação superficial da resina. Igualmente, a pressão sob alta temperatura tem a finalidade de evitar a evaporação dos monômeros. Uma variável adicional à termopolimerização é o seu desenvolvimento com ausência de oxigênio, conseguida pela saturação do meio com um gás inerte (nitrogênio), usado pelos sistemas BelleGlass (KerrLab), Tescera NTL (Bisco) e Sculpture Plus (Jeneric Pentron). A ausência de oxigênio, por permitir uma polimerização mais completa, aumenta a resistência ao desgaste do material, reduz a possibilidade de hidrólise futura, gerando melhoria das propriedades de superfície do material, bem como das propriedades ópticas, já que a incorporação do oxigênio à resina tende a quebrar ou provocar difração da luz natural quando esta se reflete na superfície da restauração, alterando a translucidez ou a opacidade do material. As resinas laboratoriais podem utilizar fibras para reforço, que podem ser consideradas como um "substituto" das estruturas metálicas. Atuando como reforço interno, as fibras dissipam a propagação de trincas e microfaturas durante a fadiga e duplicam a resistência flexural da prótese. As fibras para reforço podem ser em tufo ou feixes (unidirecionais) ou em forma de malha trançada (multidirecionais). As primeiras possuem maior resistência transversa, estando indicadas para

vigas de próteses parciais fixas; as multidirecionais aumentam a resistência à fratura coronária e previnem falhas na região de término, sendo indicadas como subestruturas de coroas e retentores. O aspecto mais significativo para o sucesso clínico das estruturas com fibras é a utilização das fibras pré-impregnadas, em cuja situação as fibras de vidro recebem um pré-tratamento em processo industrial e se tornam impregnadas uniformemente com silano, monômeros e resina, aumentando sua capacidade de molhamento, sua reatividade química e sua resistência à fratura. Os sistemas que apresentam fibras pré-impregnadas, de acordo com os autores, são o Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent), Sculpture/FibreKor (Jeneric Pentron), além do Fibrex-Lab (Angelus), sem vinculação a uma resina específica.

Conforme Lassila & Vallittu⁵³ (2004), resinas reforçadas por fibras têm tido utilização crescente em Odontologia. Nesta área, dois tipos de fibras são utilizadas, as unidirecionais e as multidirecionais, e, conforme os autores, as primeiras alcançam melhores propriedades mecânicas em relação às multidirecionais. Dentre os fatores que afetam as propriedades das resinas reforçadas por fibras podem-se incluir a adesão entre as fibras e a matriz resinosa e a quantidade de fibras inseridas na matriz. Uma fração usual na indústria é a inclusão superior a 60% de fibras nas resinas, entretanto, para uso odontológico esse número precisa ser reduzido tendo em vista que uma camada de resina sem fibra é geralmente utilizada para que se obtenha uma superfície polida e que tenha resistência ao desgaste oclusal. Para que se consiga melhorar as propriedades mecânicas, considerando a quantidade relativamente pequena de fibras utilizadas para reforço nas restaurações dentárias, sua posição e orientação são importantes, além do grau de conversão de monômeros que se obtenha. Visando investigar estes aspectos, os autores utilizaram uma resina composta indireta (Sinfony, ESPE), com reforço de fibra de vidro Stick (Stick Tech), impregnada manualmente com

Sinfony Activator (ESPE), localizando a fibra em diferentes posições e polimerizando a resina com duas diferentes unidades de ativação. Foram obtidos seis corpos-de-prova por grupo, de dimensões 25 x 2 x 2mm, com base na norma ISO 10477⁴¹ (1992). Quanto à variável posição, a fibra foi colocada: a) na base dos corpos-de-prova (lado de tração); b) no meio; c) na porção superior do corpo-de-prova (lado de compressão) ou d) verticalmente, além de e) grupo controle sem fibra. Relativamente às unidades de polimerização, foram utilizados: a) Visio Alfa e Beta Vario (3M ESPE), respectivamente por 10s e 15min, nos quais a exposição de luz ocorre entre 400nm e 500nm, sob vácuo, com temperatura de 60°C e b) Elipar (3M) e LicuLite (Dentsply), respectivamente por 10s e 15min. Na unidade LicuLite a polimerização ocorre entre 350nm e 550nm, sob pressão atmosférica, em temperatura de 85°C. Após o processo de polimerização, os corpos-de-prova receberam acabamento com lixa de granulação 1.200, tiveram suas dimensões conferidas e foram mantidos ao ar, em temperatura ambiente, por dois dias, antes de serem submetidos a teste de flexão de três pontos, com distância entre os suportes de 20mm, em máquina universal de ensaios (Lloyd, Lloyd) com velocidade de 1mm/min. Também foi verificada a quantidade de monômeros residuais através de método HPLC (cromatografia líquida de alta pressão) utilizando equipamento Hewlett Packard 100 HPLC (HP). Os resultados, analisados por ANOVA two-way e teste de Scheffé, indicaram diferença significativa quanto à resistência flexural e módulo de elasticidade, mas não em relação às unidades de polimerização utilizadas. Foi possível verificar, em relação à resistência flexural, que a melhor localização da fibra de reforço foi na base do corpo-de-prova, no lado de tração (577,7MPa e desvio-padrão de 25,5MPa com equipamento LicuLite), seguindo-se na posição vertical, no meio e no lado de compressão. Conforme argumento dos autores, com a localização na base do corpo-de-prova, a fratura pode iniciar-se facilmente, porém, o benefício estrutural se apresenta quando a pressão de tração se transfere

para a fibra de reforço. Quanto ao módulo de elasticidade, o melhor resultado foi alcançado com a fibra posicionada verticalmente, sem diferença estatística entre as posições horizontais, permitindo concluir que a posição vertical deve ser eleita quando se desejar aumento da dureza na construção da peça protética. A análise da quantidade de monômero residual por HPLC demonstrou altas taxas de conversão, variando entre 98,48% (resina sem reforço por fibra na unidade Visio Beta) a 99,88% (resina com fibra na unidade LicuLite).

2.4 Avaliações clínicas

O propósito do estudo clínico de Göhring et al.⁴⁰ (1999) foi avaliar próteses parciais fixas de cerômero com reforço de fibra de vidro (Targis/Vectris, Ivoclar Vivadent), cimentadas em dentes pilares com preparos parciais. Após um ano, quinze pacientes, num total de vinte próteses fixas, foram avaliados clinicamente e por MEV através de modelos obtidos com resina epóxica Stycast 1266 (Emerson and Cumming), a partir de moldes de silicóna de adição President (Coltène). Clinicamente, todas as vinte próteses estavam intactas ao exame de um ano; o exame de MEV mostrou não haver sinais de fratura, defeitos de superfície ou desgaste excessivo e, em relação à adaptação marginal, excelência na adaptação entre dente e agente cimentante de $91,6 \pm 5\%$ e entre este e a restauração, excelência de $86,1 \pm 8\%$. Os resultados levaram os autores a concluir que próteses parciais fixas sob as condições deste estudo podem ser consideradas bem-sucedidas.

Conforme Koch & García-Godoy⁴⁷ (2000), defeitos de esmalte como amelogenese imperfeita, dentinogenese imperfeita ou extensa hipoplasia de esmalte podem comprometer a superfície oclusal

de dentes permanentes, produzindo dor e favorecendo a ocorrência de cárie dental, além de predispor a um desgaste excessivo de estrutura dentária e redução da dimensão vertical de oclusão. A natureza e a localização de um defeito de desenvolvimento nem sempre permitem a indicação de uma restauração conservadora. Coroas metálicas de níquel-cromo são freqüentemente utilizadas, entretanto, considerando alguns fatores desfavoráveis, com destaque para o potencial alergênico (presente em 9% das crianças do sexo feminino e 6% do sexo masculino), coroas de ouro ou cerâmicas seriam preferíveis. Outra alternativa restauradora poderia recair sobre coroas de resinas compostas indiretas. Objetivando avaliar clinicamente essas opções, os autores trataram, entre 1992 e 1996 em clínica da Universidade de Heidelberg, na Alemanha, 41 primeiros molares permanentes com defeitos de desenvolvimento em 12 crianças entre seis e oito anos de idade. Coroas de ouro (Degulor M, Degussa) foram cimentadas em 29 dentes; outros oito foram restaurados com Empress (Ivoclar Vivadent), e os demais quatro dentes receberam Artglass (Heraeus Kulzer). A performance clínica das coroas foi avaliada quanto à retenção, vitalidade, presença de cáries secundárias, bem como quanto à adaptação marginal, com base no critério USPHS. Todas as coroas apresentaram bom desempenho em período de acompanhamento entre dois e cinco anos, destacando-se algumas considerações: a) duas coroas de ouro apresentaram deficiência de polimento na avaliação final; b) as coroas de Artglass apresentavam, aparentemente, alteração de cor quando comparadas à avaliação inicial; c) os pais relataram preferir coroas cerâmicas ou poliméricas em relação às áuricas. Os autores concluíram que as coroas estéticas, de cerâmica ou polímero, apresentaram bom desempenho quando cimentadas em dentes com defeitos de desenvolvimento, embora tenham sido confeccionadas em pequeno número.

O objetivo do estudo de Monaco et al.⁵⁵ (2001) foi avaliar a aceitabilidade clínica do cerômero Targis (Ivoclar Vivadent) usado para restaurações *inlay* e *onlay* em cavidades simples ou complexas de dentes posteriores. A avaliação foi conduzida analisando-se 43 restaurações unitárias cimentadas em 25 pacientes utilizando o critério USPHS. A cimentação de 25 restaurações foi realizada com sistema adesivo Syntac (Vivadent) e agente cimentante Variolink II (Vivadent) e as demais 18 foram cimentadas com Scotchbond Multi Purpose (3M) e Opal Luting Composite (3M). Os pacientes foram reconvocados após seis, 12 e 18 meses, quando as restaurações foram avaliadas por seis parâmetros, recebendo escores (A) ideal; (B) clinicamente aceitável ou (C) clinicamente inaceitável. Os resultados demonstraram, após 18 meses, que as restaurações receberam escores A nas seguintes proporções: estabilidade de cor – 77%; descoloração marginal – 93%; cárie secundária – 100%; forma anatômica – 93% e integridade marginal – 95%. Relativamente à sensibilidade pós-operatória, esta foi relatada por sete pacientes imediatamente após cimentação, mas esta sensibilidade decresceu, não estando mais presente nas reavaliações de 12 e 18 meses. Com base nestes resultados, os autores concluíram que, por um período de 18 meses, as restaurações realizadas com sistema Targis apresentaram um bom desempenho clínico.

O estudo clínico de Freilich et al.³³ (2002) avaliou o desempenho de 39 próteses parciais fixas confeccionadas em sistema de cerômero polimerizado por luz e calor, reforçado com fibra de vidro pré-impregnada e unidirecional (Sculpture/FibreKor, Jeneric Pentron). Estas próteses possuíam um pântico simples, tendo sido colocadas em 25 pacientes e acompanhadas ao longo de 37 meses. Das 39 próteses, 22 tiveram preparo para coroa total nos dentes pilares e as demais 17 com retentores parciais; relativamente à localização, cinco foram anteriores, 28 posteriores e seis foram ântero-posteriores. Inicialmente, as próteses

foram confeccionadas com pequeno volume de fibras e, quando ocorreram falhas, as mesmas foram substituídas por próteses com maior volume de fibras. Todas as próteses foram avaliadas quanto à integridade de superfície, contorno anatômico, integridade marginal e integridade estrutural em diferentes intervalos. A análise do índice de sucesso das próteses, independentemente do volume de fibras, no universo de todos os pacientes, foi de 74%, entretanto, excluindo os pacientes com bruxismo, este se elevou para 82%. Porém, os resultados também mostraram uma correlação entre o volume de subestrutura e a permanência das próteses; quando pacientes com hábitos parafuncionais severos foram excluídos da análise, o índice de sucesso foi de 95% para as próteses com maior volume de subestrutura, mas de apenas 62% com pequeno volume de fibras. A configuração dos preparos nos dentes pilares não exerceu influência estatisticamente significativa na manutenção das próteses. Os autores observaram pequenas mudanças nos parâmetros clínicos avaliados ao longo do período, exceto pela perda de brilho superficial, que foi observada na maioria dos casos. Defeitos de superfície reparáveis foram detectados em duas próteses nos primeiros 24 meses. A análise por MEV de modelos obtidos em resina epóxica, a partir de moldes em silicona de adição, indicou que não houve exposição de fibras na superfície oclusal, além de desgaste mínimo. Os autores concluíram que fibras pré-impregnadas, unidirecionais, podem ser usadas na confecção de próteses parciais fixas, melhorando suas propriedades mecânicas, com diferentes desenhos de preparo dos dentes pilares. A durabilidade presumida pelos autores é de quatro ou mais anos, quando um alto volume de subestrutura é utilizado.

O uso da tecnologia no desenvolvimento de resinas reforçadas com fibras para confecção de próteses sobre implantes pode resolver muitos dos problemas associados à subestrutura metálica, como corrosão, toxicidade, complexidade de fabricação, alto custo e limitação

estética. Segundo Freilich et al.³⁴ (2002), pesquisas clínicas e laboratoriais avaliando próteses confeccionadas com resinas compostas laboratoriais, reforçadas por fibras de vidro, têm mostrado que estes materiais exibem excelentes propriedades mecânicas, e podem ter união química com materiais à base de resina. Os autores relataram que próteses sobre implantes confeccionadas na década de oitenta com resinas compostas reforçadas por fibras tiveram índice de sucesso de 70%, por período médio de observação de 44 meses. Foi destacada a relevância deste índice, em especial se se levar em consideração as limitações tecnológicas da época e, ainda, que o reforço de fibras certamente contribuiu para reduzir ou prevenir fraturas. Foram apresentadas possibilidades, na forma de proposição de procedimentos e desenvolvimento de alguns casos-piloto, para confecção de próteses sobre implantes utilizando resinas compostas laboratoriais reforçadas por fibras, rosqueadas ou cimentadas sobre os implantes. As próteses sobre implantes descritas no estudo demonstraram boa funcionalidade, porém, em pequeno grupo de casos preliminares. Desta forma, os autores destacaram a importância de avaliações clínicas com maior número de casos para que se possa ratificar o potencial destes materiais em próteses sobre implantes.

Conforme Jain & Cobb⁴³ (2002) as próteses fixas metalocerâmicas constituem-se na opção convencional para recuperação de perdas dentárias unitárias. Como alternativas a esta se incluem as próteses totalmente cerâmicas e as de resinas compostas indiretas reforçadas por fibras. Estas últimas exibiam baixa resiliência e resistência, estando sujeitas a fraturas; entretanto, os sistemas de resinas compostas processadas laboratorialmente disponibilizadas nos anos precedentes à publicação apresentam boas propriedades flexurais. Conforme os autores, os cerômeros reforçados por fibras têm sido recomendados como uma alternativa estética conservadora e livre de metal para a substituição de

perdas dentárias unitárias em anteriores e posteriores, com pilares construídos com *inlays*, *onlays* ou coroas. As fibras de reforço para resinas compostas indiretas são classificadas de acordo com o tipo e orientação da fibra e pela sua pré-impregnação pelo fabricante ou não. Esses fatores promovem uma significativa influência nas características de manuseio e nas propriedades físicas destes materiais, sendo que as fibras podem ser de polietileno, vidro ou carbono. Dentre as fibras de vidro podem ser citadas Vectris (Ivoclar Vivadent), apresentada de forma unidirecional ou em malha, e FibreKor (Pentron), unidirecional, além de Splint-It (Pentron), não pré-impregnada, também unidirecional ou em malha. As fibras de vidro unidirecionais exibem propriedades flexurais superiores às de polietileno ou daquelas com arquitetura em malha ou entrelaçada. Targis/Vectris é uma associação preconizada pela Ivoclar Vivadent que apresenta módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dental e uma resistência à fratura geralmente menor que de coroas e próteses fixas convencionais. Os autores citaram pesquisa laboratorial de Behr et al.⁶ (1999), que obtiveram carga máxima de ruptura superior a 700N, utilizando *inlays* nos dentes pilares. Considerando que a força média de mastigação humana varia entre 35 e 70N, enquanto pacientes bruxômanos exibem forças superiores a 300N, a resistência alcançada naquela pesquisa excede à força mastigatória, mesmo quando o bruxismo é considerado. Dois problemas de resinas compostas indiretas reforçadas por fibras têm sido relatados, segundo os autores. O primeiro deles seria a separação da fibra da matriz resinosa, a qual ocorria mais comumente quando do início da utilização do produto pelos técnicos de laboratório, que inadvertidamente contaminavam e/ou removiam a camada inibida de ar da fibra antes da colocação do polímero. Entretanto, com o aumento da experiência no manuseio das fibras, este problema reduziu consideravelmente. O outro problema ressaltado seria o desgaste do polímero, com exposição da fibra de reforço, que seria atribuído ao desgaste oclusal insuficiente, não permitindo um volume adequado do

polímero após a colocação da fibra. Os autores ressaltaram que, ao tempo em que resinas compostas indiretas reforçadas por fibras oferecem a possibilidade de opção conservadora de tratamento de espaços edêntulos simples, uma importante desvantagem seria a falta de dados do comportamento clínico de longo tempo destes materiais, especialmente na região posterior. É apresentado um caso clínico de prótese parcial fixa de três elementos para substituição do dente 15, confeccionada com Targis/Vectris, a qual foi acompanhada por período de quatro anos, quando foi constatado manchamento mínimo das margens das *inlays*, porém, sem descoloração das mesmas, do pântico ou do material cimentante resinoso. Não foram encontradas fraturas ou trincas em nenhuma região da prótese, nem facetas de desgaste. Também não havia descolamento das *inlays* da fibra ou do preparo. Não foi detectada nenhuma cárie recorrente aos exames clínico e radiográfico. Havia moderado acúmulo de placa na região gengival dos dentes pilares com inflamação gengival moderada, mas os autores ressaltaram que o paciente apresentava hábitos de higiene oral deficientes. A estética da prótese estava praticamente inalterada no retorno de acompanhamento de quatro anos, estando o paciente muito satisfeito com a função e aparência da prótese. Os autores concluíram que este tipo de tratamento apresentou-se satisfatório por um período superior a quatro anos em paciente com alto risco de cárie e pobre higiene oral, sendo uma opção conservadora e estética às próteses convencionais metalocerâmicas.

O tratamento convencional para reposição de perdas dentárias isoladas é a confecção de próteses fixas de cobertura total. Esta técnica requer a destruição de grande quantidade de tecido dentário sadio, o que é particularmente problemático em pacientes jovens, com dentes sadios e com polpas extensas. Em virtude desses aspectos, Monaco et al.⁵⁶ (2003) se propuseram a avaliar, clinicamente, próteses fixas de resinas compostas indiretas reforçadas com fibras de vidro por

período de quatro anos, com preparos parciais nos dentes pilares. Com este propósito, foram selecionados trinta pacientes com idades entre dezoito e sessenta anos, com boa saúde geral e periodontal, que haviam recusado tratamento com implantes para recuperação de perdas dentárias. Foram construídas 41 próteses fixas com Targis/Vectris (Ivoclar Vivadent), sendo 24 na arcada inferior e 17 na superior. Para avaliação clínica das mesmas foi utilizado o critério USPHS logo após polimento e aos seis, 12, 24 e 48 meses. Estas próteses foram confeccionadas com uma distinção em relação à fibra de vidro, originando dois grupos de análise; no primeiro grupo, constituído de 19 próteses, foram utilizadas somente fibras de vidro unidirecionais (Vectris Pontic) e no segundo, com 22, também fibras entrelaçadas (Vectris Frame). Esta distinção objetivou que se obtivesse, no segundo grupo, uma distribuição de fibras de modo similar à forma das próteses que utilizam subestrutura metálica, com o pântico recebendo fibra sob as cúspides vestibular e lingual, e, assim, oferecendo completo suporte para o polímero. Após confecção das próteses, seguindo as recomendações do fabricante e cimentação com Variolink II (Ivoclar Vivadent), foram executados procedimentos de ajuste oclusal, acabamento e polimento. Nas avaliações que se seguiram foram verificados os seguintes aspectos: alteração de cor, manchamento marginal, cáries secundárias, textura de superfície, adaptação marginal, fratura e sensibilidade pós-operatória. Os escores utilizados foram A (ideal), B (aceitável clinicamente) e C (inaceitável clinicamente). A análise estatística objetivou comparar as restaurações entre as avaliações inicial e final, bem como verificar diferenças entre os dois grupos; para tanto, foram utilizados os métodos de Wilcoxon e McNemar, com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que não ocorreu descolamento parcial ou total de nenhuma prótese ou fratura da subestrutura de fibra durante o período de avaliação. Três próteses do grupo que utilizou somente Vectris Pontic apresentaram fratura do polímero na região da cúspide vestibular do pântico após três, quatro e

oito meses. Foi realizado reparo intrabucal com resina composta após duas semanas, porém, duas foram refeitas face à falha do reparo. No grupo em que foi adicionada também a fibra Vectris Frame ocorreu uma falha coesiva de Targis após 46 meses. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos com relação à avaliação de fratura. O percentual de escore B em relação a alteração de cor aumentou de 7% para 29% entre a primeira e a última avaliação, com diferença estatística. Os demais dados analisados não apresentaram diferença estatística, com os seguintes índices de sucesso: manchamento marginal: 96%, cáries secundárias: 99%, textura de superfície: 88%, adaptação marginal: 98%, sensibilidade pós-operatória: 100%. Os autores concluíram que próteses confeccionadas com resinas compostas indiretas reforçadas com fibras de vidro apresentam bom nível clínico, mas estes resultados necessitam de maior observação de modo a servir de referência para o emprego deste método, bem como que, o reparo de resinas compostas indiretas sob as condições do estudo seria conveniente somente para pequenos defeitos.

Vários fatores contribuíram para o surgimento e desenvolvimento de novas técnicas restauradoras como o aumento da demanda por restaurações estéticas, a alegada toxicidade do amálgama, o sucesso das técnicas adesivas e, a partir destas, a possibilidade de confeccionar as restaurações em meio extrabucal, reduzindo a contração de polimerização das resinas compostas diretas e melhorando suas propriedades mecânicas pela polimerização adicional à luz. A partir desta constatação, Kükre et al.⁵¹ (2004) propuseram-se a avaliar a performance clínica de *inlays* confeccionados com resinas compostas indiretas, especialmente visando confirmar se, em face da menor fragilidade das resinas compostas indiretas, estas se constituem em uma boa alternativa restauradora, com resistência à fratura. Com este objetivo, foram selecionados 51 pacientes, que receberam 99 restaurações parciais de

Targis (Ivoclar Vivadent), das quais 29% em pacientes com hábito parafuncional de bruxismo, com acompanhamento por 53 meses, com média de 27,6 meses. Na avaliação final foram verificadas duas falhas, com registro de uma fratura em um molar após 38 meses, e em outro que necessitou de tratamento endodôntico sete meses após a cimentação. Foi verificada, ainda, uma aparente deterioração na textura de superfície das restaurações, com leves irregularidades em 29% das mesmas. Baseados no critério USPHS e na análise estatística de Kaplan-Meier, os autores verificaram uma taxa de sucesso de 98,2%, concluindo que o material avaliado mostrou uma longevidade clínica promissora, com baixa incidência de fraturas.

3 PROPOSIÇÃO

Verificar a resistência flexural e o módulo de elasticidade de corpos-de-prova obtidos com três marcas comerciais de resinas compostas indiretas, com variação de espessuras, sem e com reforço por fibras de vidro, objetivando confirmar se:

- a) a inclusão de reforço aumenta a resistência flexural e o módulo de elasticidade;
- b) corpos-de-prova reforçados, com menor espessura, apresentam resistência flexural e módulo de elasticidade equivalentes aos de maior espessura sem reforço.

4 MATERIAL E MÉTODO

O estudo fundamentou-se na comparação da resistência flexural e módulo de elasticidade de 210 corpos-de-prova de resinas compostas indiretas, com ou sem reforço por fibras de vidro, obtidos com base nos normativos da ISO 10477⁴¹ (1992).

4.1 Definição dos grupos

Nesta pesquisa foram constituídos 21 grupos, com dez corpos-de-prova em cada um, totalizando 210 espécimes, conforme apresentado na Figura 1 e no Quadro 1.

A constituição dos grupos ocorreu a partir da definição dos fatores de variação da pesquisa, que foram: a) marcas comerciais; b) inclusão de fibras de vidro; c) espessuras dos corpos-de-prova. O conjunto desses fatores estabeleceu a formação de dezoito grupos. Além destes, foram constituídos três grupos experimentais, nos quais houve modificação da fibra de vidro preconizada por um dos fabricantes, com finalidade comparativa.

4.1.1 Marcas comerciais

Foram selecionadas três marcas comerciais de resinas compostas indiretas, as quais diferiram segundo o padrão de

polimerização a que cada uma é submetida, a partir das instruções de seus fabricantes. Assim, um material selecionado, Artglass (Heraeus Kulzer), é polimerizado somente por luz. Um segundo, Targis (Ivoclar Vivadent), recebe luz e calor e o terceiro, BelleGlass (KerrLab), é polimerizado por luz, calor e pressão.

4.1.2 Inclusão de fibras de vidro

Como a literatura reporta comportamento distinto das resinas compostas indiretas quando reforçadas por fibras, foram formados grupos com inclusão das mesmas e outros sem reforço, em número correspondente, que se constituíram em grupos controle.

Foram utilizadas fibras de vidro unidirecionais, comercialmente denominadas Vectris Pontic (Ivoclar Vivadent), para a resina Targis e Fibrex-Medial (Angelus), para as resinas Artglass e BelleGlass. Ainda, três grupos experimentais foram constituídos com associação de Targis à fibra de vidro Fibrex-Medial.

4.1.3 Espessuras dos corpos-de-prova

Foram formados grupos com diferentes espessuras de cerômero (1mm, 1,5mm e 2mm), teoricamente representativos do desgaste efetuado nas cúspides de contenção cêntrica dos preparos cavitários de *onlays* e coroas totais.



FIGURA 1 – Esquema representativo dos grupos de testes.

Quadro 1 – Grupos de testes

Material Espessura	Artglass	Targis	BelleGlass	Targis/ Fibrex-lab
1mm, sem reforço	A10	T10	B10	-
1,5mm, sem reforço	A15	T15	B15	-
2mm, sem reforço	A20	T20	B20	-
1mm, com reforço	AF10	TV10	BF10	TF10
1,5mm, com reforço	AF15	TV15	BF15	TF15
2mm, com reforço	AF20	TV20	BF20	TF20

4.2 Preparo dos corpos-de-prova

Os materiais utilizados na confecção dos corpos-de-prova estão listados no Quadro 2 e apresentados na Figura 2.

Para a obtenção dos corpos-de-prova, foram confeccionadas três matrizes de diferentes espessuras (1mm, 1,5mm e 2mm), em aço inoxidável, de formato quadrado, com lado de 30mm, que serviram como molde (Figura 3).

Cada matriz possuía, em seu interior, cinco espaços de formatos retangulares, com as dimensões dos corpos-de-prova (25 x 2mm).

A etapa inicial consistiu em apoiar a matriz sobre uma placa de vidro e, interpondo-se às mesmas, um filme de celofane.

Logo após, a resina composta foi inserida nesses espaços, e, posteriormente, uma nova placa de vidro, também com interposição de um filme de celofane, foi colocada sobre a outra face (Figura 4).

Quadro 2 – Materiais utilizados no preparo dos corpos-de-prova para ensaio de flexão

Produto	Especificações	Fabricante	Lote	Validade
Artglass	Polímero de vidro, cor A3 (dentina). M*: Bis-GMA, éster metacrilato multifuncional C** (70%): vidro de bário; sílica coloidal	Heraeus-Heraeus Kuizer, Germany	010127	2007/01
BelleGlass	Resina composta, cor A3 (dentina opaca) M: Bis-GMA, TEGDMA C (87%): vidro de bário	KerrLab, USA	401107	2006/12
Targis	Resina composta, cor 240 (dentina) M: Bis-GMA, decanodioldimetacrilato, UDMA C (76%): dióxido de silício; vidro de bário e óxido misto silanizado	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	E35323	2006/09
Targis gel	Gel de glicerina	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	A18460	2005/07
Vectris Pontic	Feixe de fibra de vidro unidirecional (65%) M: Bis-GMA, decanodioldimetacrilato, TEGDMA, UDMA C: dióxido de silício	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	D94034	2006/09
Vectris Wetting agent	Agente silano r-MPTS [r-(metacriloxi)propil] trimetoxisilano	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	C29641	2005/09
FibreX-Medial	Feixe de fibra de vidro unidirecional (62%) M: Bis-GMA, UDMA C: cerâmica de vidro de bário e dióxido de silício altamente disperso	Angelus, Brasil	1440	2005/02
FibreX agente de união	Solução de silano em álcool	Angelus, Brasil	1658	2005/04
FibreX resina adesiva C	M: Bis-GMA, UDMA C: dióxido de silício altamente disperso	Angelus, Brasil	1544	2005/04

*M = monômeros; **C = carga

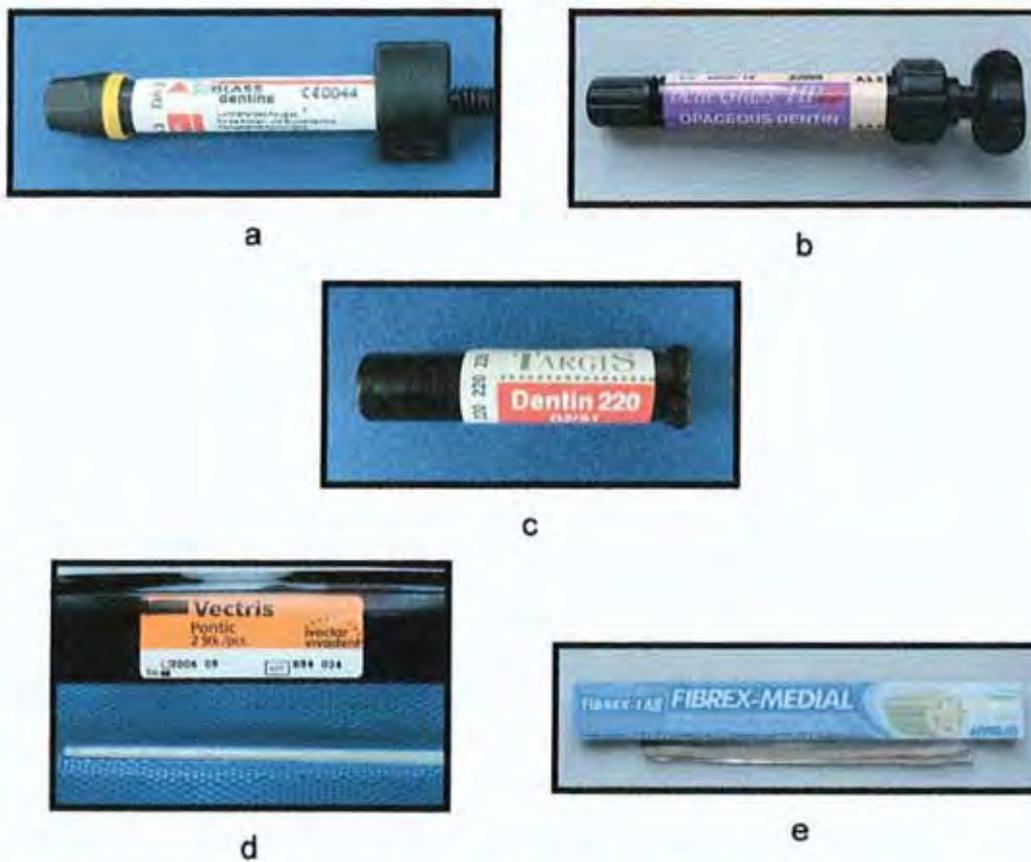


FIGURA 2 – Resinas compostas indiretas e fibras de vidro utilizadas: a) Artglass; b) BelleGlass; c) Targis; d) Vectris pontic; e) Fibrex-Medial

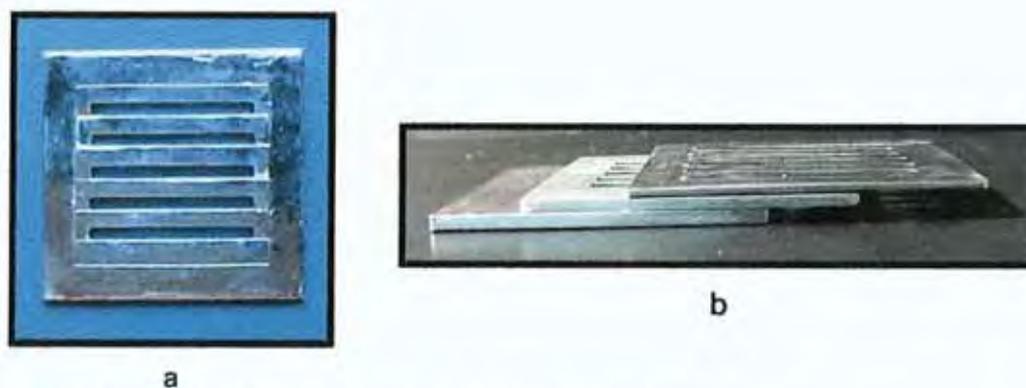


FIGURA 3 – Matriz de aço inoxidável: a) vista superior; b) vista lateral.

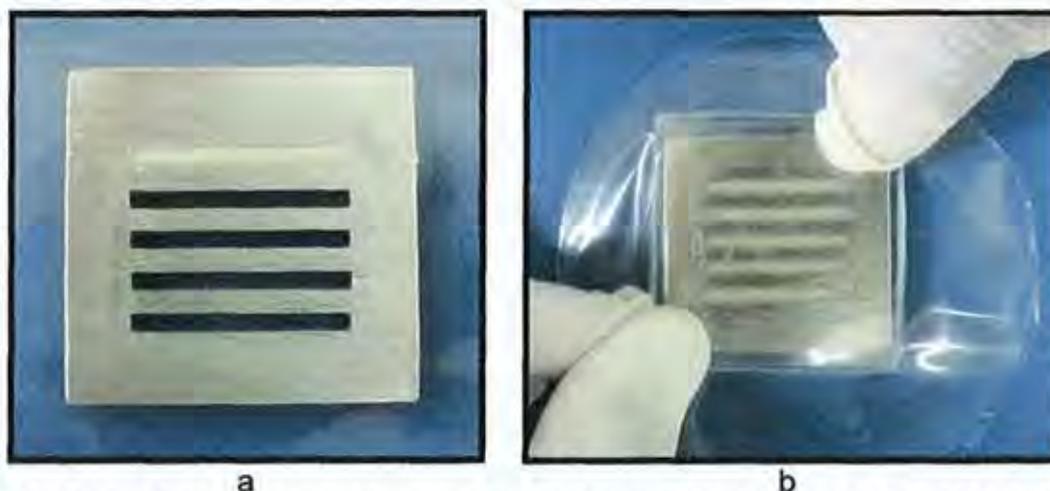


FIGURA 4 – Preparo da matriz e inserção de cerômero: a) apoio sobre placa de vidro e filme de celofane, com início da inserção de material; b) colocação de filme de celofane e placa de vidro na face oposta, após inserção de todo o material, com pressão manual.

A etapa seguinte consistiu da polimerização dos corpos-de-prova, que diferiu segundo a marca comercial utilizada.

Os corpos-de-prova de Artglass foram polimerizados na unidade UniXS (Heraeus Kulzer), com lâmpada estroboscópica de xenônio, que emite luz por 20ms, seguida de 80ms de escuridão, por 3min.

Os corpos-de-prova de Targis receberam uma polimerização inicial na unidade Targis Quick por 20s, com lâmpada halógena de intensidade de $600\text{mW}/\text{cm}^2$, e, posteriormente, recobertos por Targis Gel, foram inseridos na unidade Targis Power, na qual permaneceram por 25min. Nesta unidade, há polimerização por luz fluorescente por 10min, por luz e calor a 95°C por mais 10min e, finalmente, resfriamento por 5min.

Já os corpos-de-prova de BelleGlass receberam uma polimerização inicial com Teklite (KerrLab), com intensidade de $600\text{mW}/\text{cm}^2$, por 40s. Após polimerização inicial, os corpos-de-prova foram colocados na unidade de polimerização (HP Unit Curing, KerrLab)

sob temperatura de 140°C e pressão de 80psi em atmosfera de nitrogênio, sem emissão de luz (Figura 5).

Para o preparo dos corpos-de-prova com inclusão de fibras de vidro, as fibras foram colocadas na base da matriz e, sobre estas, o cerômero.

Visando obter um padrão, definiu-se pela obtenção de uma camada de fibras de vidro com espessura de 0,5mm; o restante de espaço disponível, em cada uma das matrizes, foi preenchido com cerômero, simulando as condições clínicas idealizadas para a confecção de restaurações unitárias com reforço.

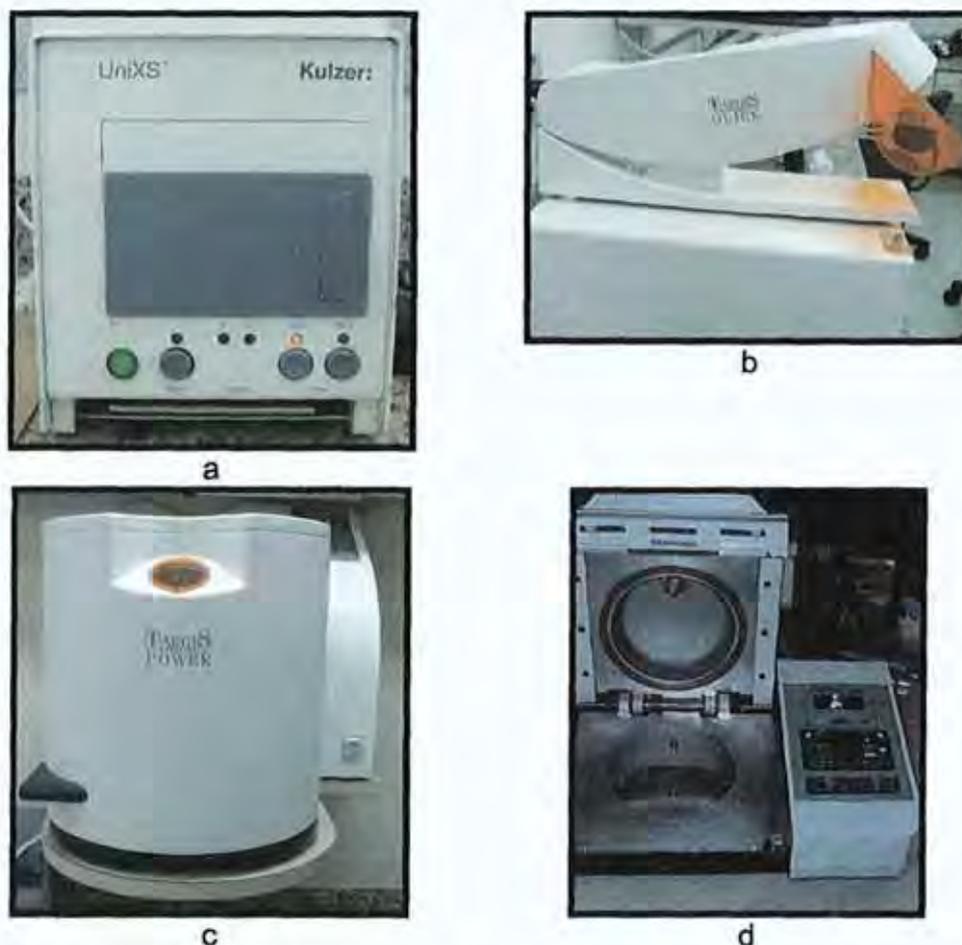


FIGURA 5 – Unidades polimerizadoras: a) UniXS; b) Targis Quick; c) Targis Power; d) HP Unit Curing.

Considerando que as fibras de vidro utilizadas (Vectris Pontic e Fibrex-Medial) são comercializadas em forma de feixes longos (respectivamente 15cm e 10,5cm), com diâmetros de 2mm, foi necessário seccionar estes feixes, segundo as medidas do corpo-de-prova. Assim, o passo inicial consistiu em cortar, com alicate convencional, no comprimento desejado de 25mm e, posteriormente, comprimir o feixe de fibras, obtendo uma nova disposição das mesmas, com 8mm de largura e 0,5mm de espessura.

Em seguida, visando facilitar o manuseio e, especialmente, permitir o seccionamento e a confirmação da espessura da camada de fibras de vidro, a mesma foi pré-polimerizada, por 20s, na unidade Targis Quick (tanto Vectris Pontic quanto Fibrex-Medial). Posteriormente, esta camada foi seccionada em quatro partes, obtendo seções de 2mm de largura. A espessura de cada feixe (0,5mm) foi confirmada com paquímetro digital Starrett 727, que apresenta precisão de 0,01mm, com tolerância de variação de $\pm 5\%$ (0,48 a 0,52mm).

A fibra Vectris Pontic foi recoberta com agente silano (Vectris Wetting Agent), visando favorecer sua união ao cerômero Targis, conforme recomendação do fabricante. A fibra Fibrex-Medial foi recoberta com Fibrex Agente de União e, após, com Fibrex Resina Adesiva C, com a mesma finalidade. Em seguida, foram inseridas no interior da matriz, seguindo-se a inserção da resina composta e a pressão com placa de vidro, como executado com os corpos-de-prova sem reforço (Figura 6).

Após a conclusão da polimerização dos corpos-de-prova e sua remoção do interior da matriz, foi feita confirmação de suas dimensões com paquímetro.

Ainda seguindo orientação da norma ISO 10477⁴¹ (1992) os corpos-de-prova foram mantidos em ambiente seco e, 24h antes da realização do teste de flexão, os mesmos foram armazenados em água destilada, em estufa, a 37°C.

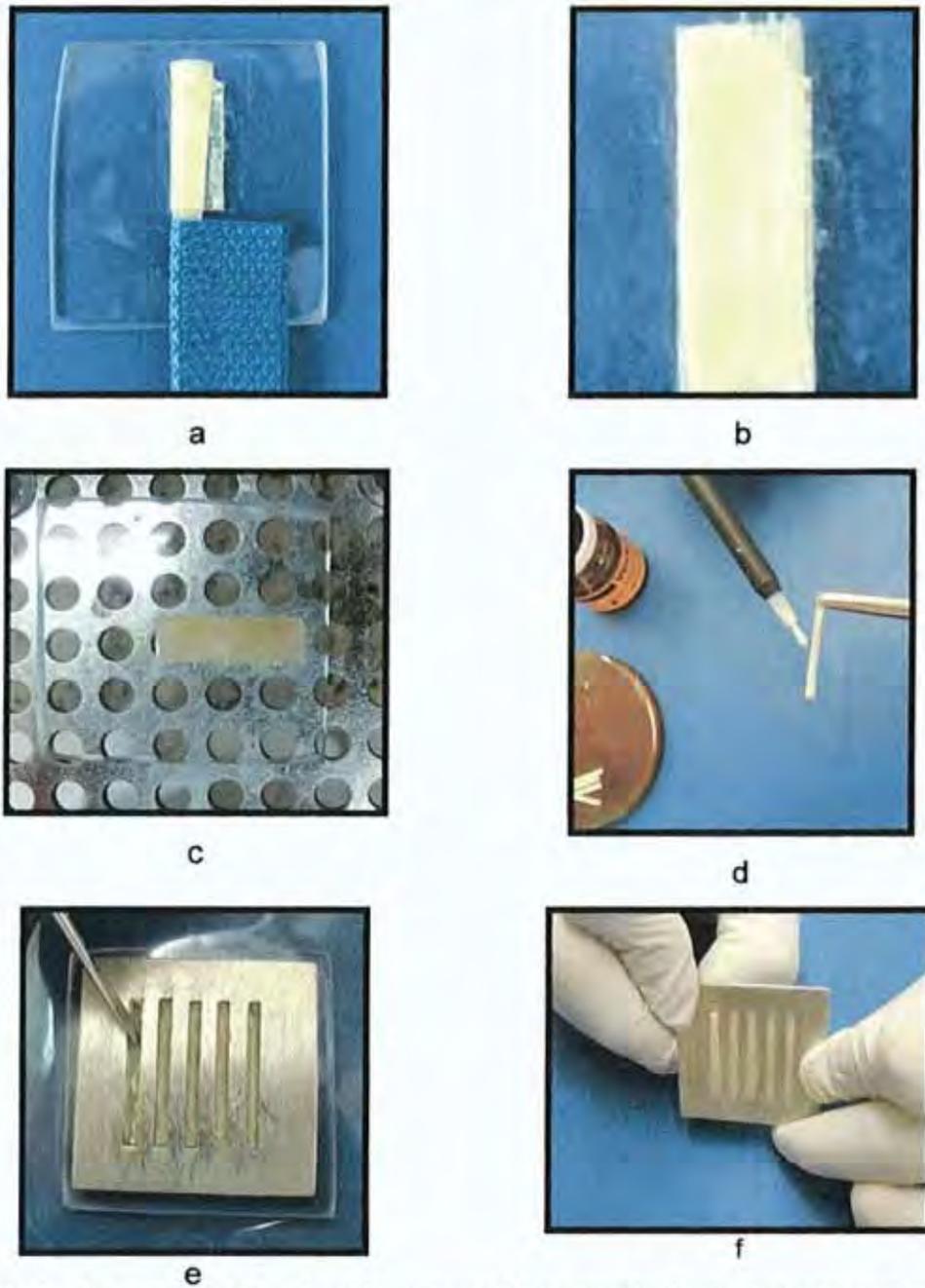


FIGURA 6 – Preparo da fibra de vidro e inserção na matriz de aço: a) comparação com padrão de comprimento 25mm; b) rearranjo das fibras obtendo uma camada de 8mm de largura e 0,5mm de espessura; c) pré-polimerização; d) aplicação de agente de união após seccionamento em 4 seções de 2mm de largura; e) inserção da fibra de vidro na matriz, previamente à colocação da resina composta; f) remoção da matriz após polimerização.

4.3 Teste de flexão

Os corpos-de-prova foram submetidos a ensaio de flexão de três pontos até ruptura em máquina universal de ensaios EMIC DL2000, EMIC (Figura 7).

Para o ensaio, os corpos-de-prova foram colocados sobre suportes eqüidistantes 20mm e sobre estes, em sua porção central, foi exercida força de compressão até a fratura, com velocidade de 1mm/min, utilizando cutelo de 2mm e célula de carga de 10kg (Figura 8).

O programa de computação da máquina de ensaios foi Tesc, versão 1.10, da EMIC.

Após a realização do ensaio de cada grupo, foi emitido relatório pelo programa informando valores de carga máxima no ponto de fratura em kgf, resistência flexural em MPa e módulo de elasticidade em MPa, além de gráfico força x deformação.



FIGURA 7 – Máquina universal de ensaios EMIC DL2000

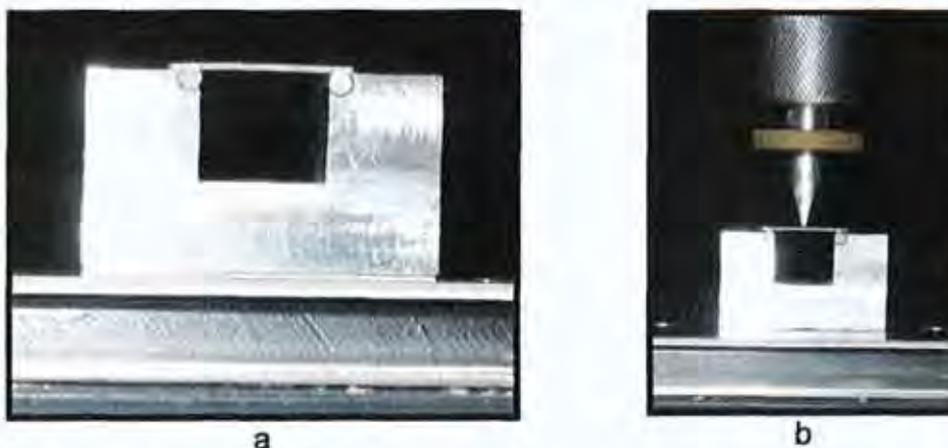


FIGURA 8 – Ensaio de flexão: a) corpo-de-prova sobre suporte; b) aplicação de carga sobre corpo-de-prova.

O valor de resistência flexural (σ_B), em MPa, informado pelo programa de computação, foi calculado a partir da seguinte equação:

$$\sigma_B = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

onde,

F = carga máxima no ponto de fratura, em N

l = distância entre os suportes, em mm

b = largura do corpo de prova, em mm

h = espessura do corpo de prova, em mm.

FIGURA 9 – Fórmula de cálculo da resistência flexural

O cálculo do módulo de elasticidade (E) foi efetuado a partir da equação:

$$E = \frac{l^3 \cdot F_l}{4fbh^3}$$

sendo:

F_l = carga, em N, no instante imediatamente anterior à fratura (limite da deformação plástica)

f = deflexão, em mm, sob carga F_l .

l , b e h = como definidos anteriormente.

FIGURA 10 – Fórmula de cálculo do módulo de elasticidade

Para cada corpo-de-prova foram obtidos valores, durante o ensaio de flexão, de carga máxima de ruptura em kgf, resistência flexural em MPa e módulo de elasticidade em MPa. Os valores de carga máxima de ruptura são exibidos em N, após conversão dos valores por multiplicação por 9,8065 e os de módulo de elasticidade em GPa, após divisão por 1.000. Esta conversão visou facilitar a correlação com outras pesquisas, por serem as unidades mais usuais.

Após obtenção dos resultados, os mesmos foram submetidos à análise estatística por Análise de Variância e testes de comparação múltipla, utilizando programa de computação SPSS (Lead), versão 11.5.

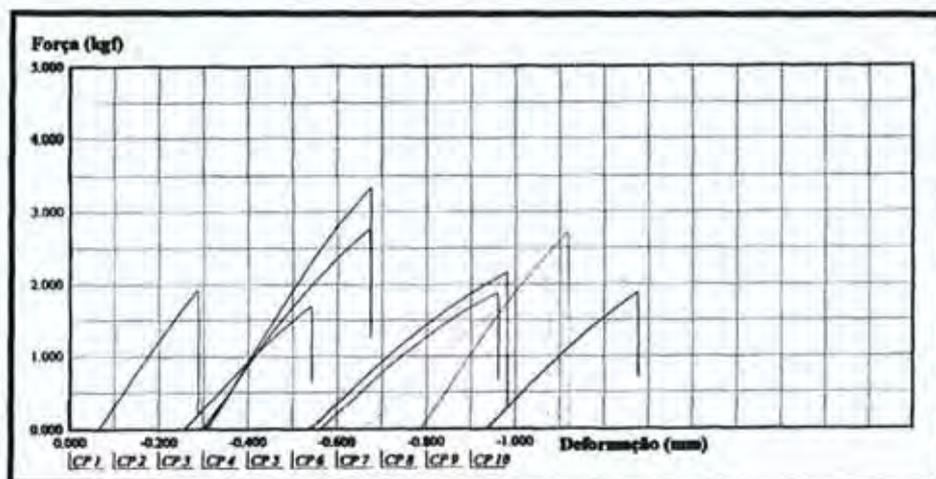
5 RESULTADOS

Os corpos-de-prova sem reforço e os reforçados exibiram padrões distintos de fratura. Assim, ao tempo em que os espécimes não reforçados, na totalidade, exibiram fraturas abruptas, com completa separação entre as partes, todos aqueles com reforço remaneceram unidos pela fibra de vidro após alcançar o valor de carga máxima.

As figuras 11 e 12 exemplificam espécimes após o ensaio, respectivamente sem reforço e com reforço, bem como o gráfico exibido pelo programa de computação da máquina de ensaios (Tesc 1.10).



a

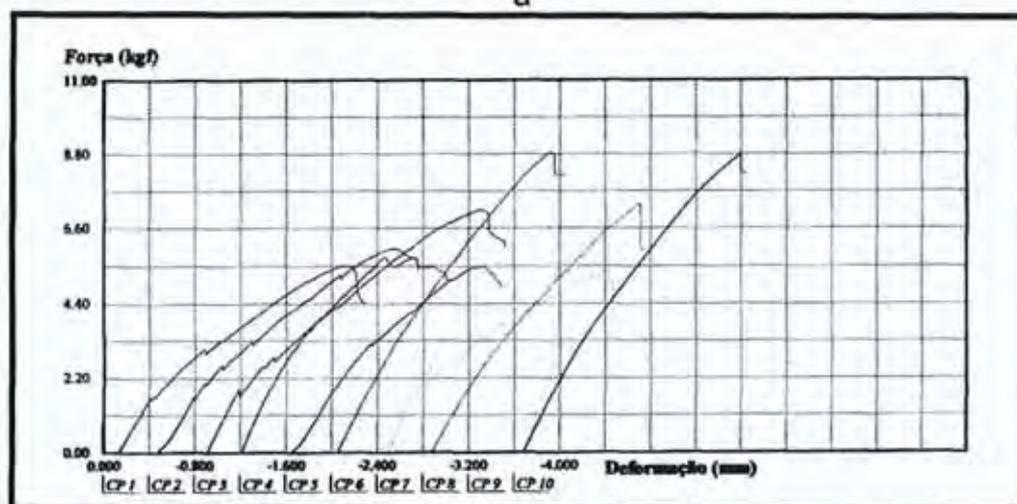


b

FIGURA 11 – Ensaio de flexão do grupo B15: a) padrão de fratura observado do corpo-de-prova nº 5; b) gráfico força (kgf) x deformação (mm).



a



b

FIGURA 12 – Ensaio de flexão do grupo BF15: a) padrão de fratura observado do corpo-de-prova nº 2; b) gráfico força (kgf) x deformação (mm).

A seguir estão apresentadas, nas Tabelas 1 a 3, a Estatística descritiva dos testes realizados.

Tabela 1 – Estatística descritiva de carga máxima de ruptura em N*

		Artglass/Fibrex	BelleGlass/Fibrex	Targis/Vectris	Targis/Fibrex
1mm	Sem ref	8,6 (2,0)	8,3 (2,5)	7,8 (2,1)	-
	Com ref	32,1 (8,4)	29,5 (3,8)	34,8 (6,5)	31,6 (4,9)
1,5mm	Sem ref	17,0 (4,3)	22,1 (5,1)	20,6 (8,9)	-
	Com ref	53,3 (8,7)	65,3 (12,9)	54,4 (10,0)	48,7 (11,8)
2mm	Sem ref	27,0 (6,7)	38,6 (4,4)	35,0 (11,7)	-
	Com ref	52,1 (9,2)	72,6 (16,6)	61,9 (13,8)	67,5 (14,4)

* Os valores apresentados se referem à média aritmética de cada grupo e aqueles entre parênteses são os respectivos desvios-padrão.

Tabela 2 – Estatística descritiva de resistência flexural em MPa

		Artglass/Fibrex	BelleGlass/Fibrex	Targis/Vectris	Targis/Fibrex
1mm	Sem ref	128,6 (30,8)	124,2 (37,0)	117,8 (30,9)	-
	Com ref	481,0 (125,8)	443,0 (57,5)	522,3 (97,7)	473,9 (73,0)
1,5mm	Sem ref	113,5 (28,5)	147,0 (33,9)	137,3 (59,3)	-
	Com ref	355,2 (58,4)	435,5 (86,1)	362,4 (66,9)	324,7 (78,3)
2mm	Sem ref	101,2 (25,3)	144,9 (16,4)	131,0 (43,5)	-
	Com ref	195,3 (34,6)	272,1 (62,0)	232,0 (51,8)	253,2 (53,8)

Tabela 3 – Estatística descritiva de módulo de elasticidade em GPa

		Artglass/Fibrex	BelleGlass/Fibrex	Targis/Vectris	Targis/Fibrex
1mm	Sem ref	7,7 (1,0)	13,5 (5,8)	8,5 (2,1)	-
	Com ref	7,0 (2,5)	12,0 (3,4)	6,8 (1,7)	7,6 (1,8)
1,5mm	Sem ref	7,7 (2,2)	15,8 (4,5)	12,1 (2,0)	-
	Com ref	5,9 (1,7)	12,6 (3,0)	8,4 (3,2)	8,5 (3,5)
2mm	Sem ref	5,6 (1,5)	14,1 (1,5)	12,1 (5,9)	-
	Com ref	5,3 (1,7)	12,3 (3,3)	9,9 (3,5)	10,9 (4,0)

A análise estatística dos resultados foi efetuada separadamente para cada fator de variação (material, reforço e espessura). Os fatores material e reforço foram analisados com base na resistência flexural e módulo de elasticidade, variáveis referenciadas pela norma ISO 10477⁴¹ (1992) e grande parte da literatura consultada. O fator espessura, porém, foi analisado com base nos valores de carga máxima de ruptura, analisando o comportamento de cada grupo, separadamente por material, independente da inclusão ou não de fibra de reforço, tendo como parâmetro de referência os grupos de 2mm de espessura, sem reforço, considerado como controle.

O passo inicial da análise estatística consistiu de testar a normalidade da distribuição, o que foi confirmado, não tendo havido necessidade de se proceder à transformação dos dados originais.

Posteriormente foi executado teste de análise de variância unifatorial para cada um dos fatores de variação, seguindo-se teste de comparações múltiplas. A escolha do teste de comparações vinculou-se à homogeneidade ou não das variâncias, verificada por Teste de Levene. Assim, quando da confirmação de homocedasticidade das variâncias, foi executado Teste de Tukey e, de modo oposto, verificando-se heterocedasticidade, optou-se pelo Teste de Dunnett.

Para todas as situações, foi definido nível de significância $\alpha=0,05$. Os valores assinalados com (*) nas tabelas que se seguem referem-se àqueles com diferença estatisticamente significativa.

5.1 Análise estatística do fator material

5.1.1 Resistência flexural

Os materiais utilizados no estudo, sem inclusão de reforço, com espessura de 2mm, foram comparados sob a hipótese de igualdade de desempenho quanto à resistência flexural. As Tabelas 4 e 5 apresentam resultado de teste de análise de variância unifatorial (ANOVA *one-way*) e teste de Dunnett, respectivamente.

Tabela 4 – Teste ANOVA *one-way* para o fator material, quanto à resistência flexural, com nível de significância $\alpha=0,05$

	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	Significância (valor p)
Entre grupos	9.960,25	2	4.980,12	5,329	0,011(*)
Dentro dos grupos	25.234,39	27	934,60		
Total	35.194,64	29			

Tabela 5 – Resultado do teste de Dunnett para o fator material, quanto à resistência flexural, com nível de significância $\alpha=0,05$

Grupos de teste	Grupos comparativos	Diferença média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inferior	Limite superior
A20	B20	-43,67	9,53	0,001(*)	-69,03	-18,32
	T20	-29,78	15,91	0,216	-72,45	12,88
B20	T20	13,89	14,71	0,725	-26,78	54,56

5.1.2 Módulo de elasticidade

A mesma análise comparativa dos materiais estudados, sem reforço e na espessura de 2mm, foi efetuada para a variável módulo de elasticidade, sob a hipótese de igualdade de desempenho desses materiais. As tabelas 6 e 7 apresentam resultados de ANOVA *one-way* e Dunnett, com nível de significância $\alpha=0,05$.

Tabela 6 – Teste ANOVA *one-way* para o fator material, quanto ao módulo de elasticidade

	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	Significância (valor p)
Entre grupos	395,51	2	197,75	15,03	0,000(*)
Dentro dos grupos	355,11	27	13,15		
Total	750,62	29			

Tabela 7 – Resultado do teste de Dunnett para o fator material, quanto ao módulo de elasticidade, com nível de significância $\alpha=0,05$

Grupos de teste	Grupos comparativos	Diferença média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inferior	Limite superior
A20	B20	-8,50	1,62	0,000(*)	-10,22	-6,80
	T20	-6,49	1,62	0,021(*)	-11,95	-1,02
B20	T20	2,02	1,62	0,663	-3,44	7,48

5.2 Análise estatística do fator reforço

A análise do fator reforço foi feita comparando-se cada um dos materiais sem e com reforço, na espessura de 2mm e, posteriormente, comparando-se os materiais reforçados entre si.

5.2.1 Resistência flexural entre materiais sem reforço e com reforço

Sob a hipótese de igualdade de desempenho dos espécimes de cada material, com espessura de 2mm, quanto à inclusão ou não de fibras de vidro, com base na resistência flexural, foi aplicado teste-T para igualdade das médias, bicaudal, com nível de significância $\alpha=0,05$, apresentado na Tabela 8.

Tabela 8 – Resultado do teste-T, com nível de significância $\alpha=0,05$, para o fator reforço, com base na resistência flexural

	GL	Signif.	Dif. Médias	Dif. Erro Padrão	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inferior	Limite superior
A20 x AF20	18	0,000(*)	-94,10	13,53	-122,54	-65,65
B20 x BF20	18	0,000(*)	-127,18	20,29	-172,24	-82,12
T20 x TV20	18	0,000(*)	-100,96	21,38	-145,89	-56,03
T20 x TF20	18	0,000(*)	-122,23	21,89	-168,23	-76,24

O gráfico apresentado na Figura 13 ilustra os resultados da análise de resistência flexural apresentados na Tabela 8.

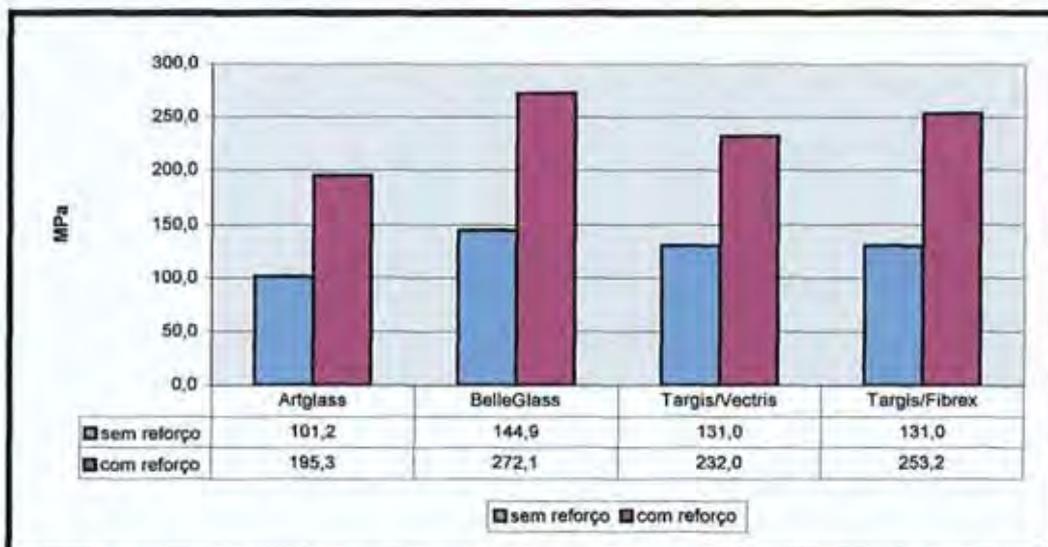


FIGURA 13 – Valores médios de resistência flexural dos grupos de 2mm de espessura, com ou sem inclusão de fibras de reforço.

5.2.2 Módulo de elasticidade entre materiais sem reforço e com reforço

A Tabela 9 apresenta resultados de teste T, aplicado aos grupos de 2mm de espessura, sem e com inclusão de fibras de vidro, sob a hipótese de igualdade de desempenho desses espécimes.

Tabela 9 – Resultado do teste-T, com nível de significância $\alpha=0,05$, para o fator reforço, com base no módulo de elasticidade

	GL	Signif	Dif. médias	Erro padrão dif	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inferior	Limite superior
A20 x AF20	18	0,654	0,32	0,70	-1,14	1,78
B20 x BF20	18	0,137	1,82	1,15	-0,67	4,31
T20 x TV20	18	0,338	2,14	2,18	-2,42	6,70
T20 x TF20	18	0,605	1,19	2,27	-3,57	5,96

O gráfico da Figura 14 ilustra os resultados da análise de módulo de elasticidade apresentados na Tabela 9.

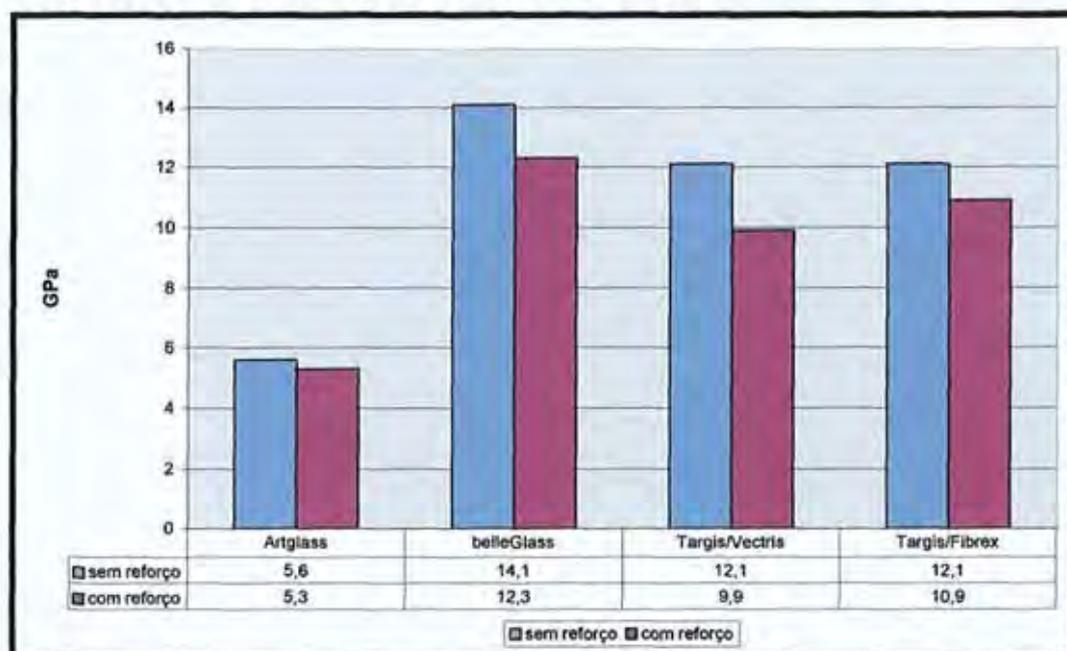


FIGURA 14 – Valores médios de módulo de elasticidade dos grupos de 2mm de espessura, com ou sem inclusão de fibras de reforço.

5.2.3 Resistência flexural entre os materiais reforçados

Através de testes ANOVA *one-way* e Tukey ($\alpha=0,05$), apresentados nas Tabelas 10 e 11, foi avaliada a hipótese de igualdade de desempenho dos diferentes materiais estudados quando reforçados por fibras de vidro, na espessura de 2mm.

Tabela 10 – Teste ANOVA *one-way* para o fator material, com reforço, quanto à resistência flexural

	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	Significância (valor p)
Entre grupos	32.517,51	3	10.839,17	4,083	0,014(*)
Dentro dos grupos	95.559,26	36	2.654,42		
Total	128.076,77	39			

Tabela 11 – Resultado do teste de Tukey para o fator material, com reforço, quanto à resistência flexural

Grupos de teste	Grupos comparativos	Diferença média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Lim Sup	Lim Inf
AF20	BF20	-76,76	23,04	0,010(*)	-138,81	-14,70
	TV20	-36,64	23,04	0,397	-98,69	25,40
	TF20	-57,92	23,04	0,075	-119,97	4,13
BF20	TV20	40,11	23,04	0,318	-21,93	102,17
	TF20	18,84	23,04	0,846	-43,21	80,89
TV20	TF20	-21,27	23,04	0,793	-83,32	40,77

5.2.4 Módulo de elasticidade entre os materiais reforçados

Sob a hipótese de igualdade de desempenho dos diferentes materiais utilizados na espessura de 2mm, quando reforçados, em relação ao módulo de elasticidade, foram aplicados testes de análise de variância unifatorial e Dunnett, com nível de significância $\alpha=0,05$ (Tabelas 12 e 13).

Tabela 12 – Teste ANOVA *one-way* para o fator material com reforço, quanto ao módulo de elasticidade

	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	Significância (valor p)
Entre grupos	285,0	3	95,0	9,127	0,000(*)
Dentro dos grupos	374,6	36	10,4		
Total	659,6	39			

Tabela 13 – Resultado do teste de Dunnett para o fator material, com reforço, quanto ao módulo de elasticidade

Grupos de teste	Grupos comparativos	Diferença média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Lim Sup	Lim Inf
AF20	BF20	-7,00	1,52	0,001(*)	-11,28	-2,74
	TV20	-4,67	1,52	0,035(*)	-9,09	-0,24
	TF20	-5,62	1,52	0,026(*)	-10,71	-0,53
BF20	TV20	2,34	1,52	0,904	-2,91	7,59
	TF20	1,39	1,52	1,000	-4,36	7,14
TV20	TF20	-0,95	1,52	0,998	-9,95	5,67

5.3 Análise estatística do fator espessura

Sob a hipótese de igualdade de desempenho de cada material utilizado, nas diferentes espessuras, independentemente da inclusão ou não de fibras de reforço, quanto à carga máxima de ruptura, foi aplicado teste de análise de variância unifatorial (ANOVA *one-way*), com nível de significância $\alpha=0,05$, apresentado na Tabela 14.

Tabela 14 – Teste ANOVA *one-way* para o fator espessura, quanto à carga máxima de ruptura

		Soma dos quadrados	GL	Quadrad o médio	F	Signific (valor p)
Artglass	Entre grupos	16.554,44	5	3.310,88	66,40	0,000(*)
	Dentro grupos	2.692,46	54	49,86		
	Total	19.246,90	59			
BelleGlass	Entre grupos	31.394,50	5	6.278,90	74,32	0,000(*)
	Dentro grupos	4.562,15	54	84,48		
	Total	35.956,65	59			
Targis/Vectris	Entre grupos	20.384,55	5	4.076,91	44,20	0,000(*)
	Dentro grupos	4.980,80	54	92,23		
	Total	25.365,35	59			
Targis/Fibrex	Entre grupos	18.634,40	5	3.726,9	39,11	0,000(*)
	Dentro grupos	5.145,70	54	95,291		
	Total	23.780,10	59			

Seguiram-se testes de comparações múltiplas de Dunnett a 5% para cada um dos materiais avaliados (Tabelas 15 a 18). As Figuras 15 a 18 ilustram esses resultados.

Tabela 15 – Resultado do teste de Dunnett para o fator espessura, com o material Artglass, quanto à carga máxima de ruptura

Grupos de teste	Grupos comparativos	Dif. média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inf	Limite sup
1mm sem ref	1mm com ref	-23,48	2,73	0,000(*)	-33,51	-13,45
	1,5mm sem ref	-8,45	1,49	0,001(*)	-13,68	-3,22
	1,5mm com ref	-44,74	2,83	0,000(*)	-55,15	-34,33
	2mm sem ref	-18,41	2,22	0,000(*)	-26,49	-10,34
	2mm com ref	-43,51	2,98	0,000(*)	-54,51	-32,50
1mm com ref	1,5mm sem ref	15,03	2,97	0,003(*)	4,69	25,37
	1,5mm com ref	-21,26	3,82	0,000(*)	-33,98	-8,53
	2mm sem ref	5,07	3,40	0,863	-6,31	16,45
	2mm com ref	-20,02	3,94	0,001(*)	-33,14	-6,90
1,5mm sem ref	1,5mm com ref	-36,29	3,06	0,000(*)	-46,99	-25,59
	2mm sem ref	-9,96	2,52	0,017(*)	-18,54	-1,38
	2mm com ref	-35,05	3,21	0,000(*)	-46,31	-23,80
1,5mm com ref	2mm sem ref	26,33	3,48	0,000(*)	14,65	38,00
	2mm com ref	1,23	4,01	1,000	-12,10	14,57
2mm sem ref	2mm com ref	-25,09	3,61046	0,000(*)	-37,23	-12,95

Tabela 16 – Resultado do teste de Dunnett para o fator espessura, com o material BelleGlass, quanto à carga máxima de ruptura (continua)

Grupos de teste	Grupos comparativos	Dif. média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inf	Limite sup
1mm sem ref	1mm com ref	-21,25	1,44	0,000(*)	-26,14	-16,35
	1,5mm sem ref	-13,77	1,78	0,000(*)	-20,02	-7,53
	1,5mm com ref	-57,05	4,15	0,000(*)	-72,47	-41,63
	2mm sem ref	-30,36	1,59	0,000(*)	-35,83	-24,89
	2mm com ref	-64,28	5,29	0,000(*)	-84,02	-44,54

Tabela 16 – Resultado do teste de Dunnett para o fator espessura, com o material BelleGlass, quanto à carga máxima de ruptura (conclusão)

Grupos de teste	Grupos comparativos	Dif. média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inf	Limite sup
1mm com ref	1,5mm sem ref	7,47	2,01	0,024(*)	0,70	14,24
	1,5mm com ref	-35,80	4,26	0,000(*)	-51,28	-20,32
	2mm sem ref	-9,11	1,84	0,002(*)	-15,25	-2,97
	2mm com ref	-43,03	5,37	0,000(*)	-62,80	-23,26
1,5mm sem ref	1,5mm com ref	-43,27	4,39	0,000(*)	-58,89	-27,65
	2mm sem ref	-16,58	2,12	0,000(*)	-23,66	-9,49
	2mm com ref	-50,50	5,47	0,000(*)	-70,34	-30,66
1,5mm com ref	2mm sem ref	26,69	4,31	0,001(*)	11,16	42,22
	2mm com ref	-7,22	6,64	0,984	-29,46	15,00
2mm sem ref	2mm com ref	-33,92	5,41	0,001(*)	-53,71	-14,12

Tabela 17 – Resultado do teste de Dunnett para o fator espessura, com o material Targis, reforçado com Vectris, quanto à carga máxima de ruptura (continua)

Grupos de teste	Grupos comparativos	Dif. média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inf	Limite sup
1mm sem ref	1mm com ref	-26,98	2,16	0,000(*)	-34,80	-19,16
	1,5mm sem ref	-12,74	2,89	0,017(*)	-23,39	-2,09
	1,5mm com ref	-46,51	3,24	0,000(*)	-58,49	-34,52
	2mm sem ref	-27,11	3,74	0,000(*)	-41,01	-13,21
	2mm com ref	-54,02	4,41	0,000(*)	-70,49	-37,55
1mm com ref	1,5mm sem ref	14,24	3,49	0,011(*)	2,50	25,98
	1,5mm com ref	-19,52	3,78	0,002(*)	-32,37	-6,67
	2mm sem ref	-0,12	4,22	1,000	-14,65	14,39
	2mm com ref	-27,03	4,82	0,001(*)	-43,92	-10,14

Tabela 17 – Resultado do teste de Dunnett para o fator espessura, com o material Targis, reforçado com Vectris, quanto à carga máxima de ruptura (conclusão)

Grupos de teste	Grupos comparativos	Dif. média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inf	Limite sup
1,5mm sem ref	1,5mm com ref	-33,76	4,24	0,000(*)	-47,90	-19,63
	2mm sem ref	-14,37	4,63	0,083	-29,92	1,17
	2mm com ref	-41,28	5,19	0,000(*)	-58,92	-23,63
1,5mm com ref	2mm sem ref	19,39	4,86	0,012(*)	3,18	35,60
	2mm com ref	-7,51	5,39	0,906	-25,67	10,64
2mm sem ref	2mm com ref	-26,90	5,71	0,003(*)	-45,96	-7,85

Tabela 18 – Resultado do teste de Dunnett para o fator espessura, com o material Targis, reforçado com Fibrex, quanto à carga máxima de ruptura

Grupos de teste	Grupos comparativos	Dif. média	Erro padrão	Valor p	Intervalo de confiança (95%)	
					Limite inf	Limite sup
1mm sem ref	1mm com ref	-23,77	1,67	0,000(*)	-29,67	-17,86
	1,5mm sem ref	-12,74	2,89	0,017(*)	-23,39	-2,09
	1,5mm com ref	-40,87	3,77	0,000(*)	-54,88	-26,85
	2mm sem ref	-27,11	3,74	0,000(*)	-41,01	-13,21
	2mm com ref	-54,02	4,41	0,000(*)	-70,49	-37,55
1mm com ref	1,5mm sem ref	11,02	3,21	0,051	-0,04	22,10
	1,5mm com ref	-17,10	4,02	0,015(*)	-31,33	-2,86
	2mm sem ref	-3,34	3,99	0,998	-17,46	10,77
	2mm com ref	-30,25	4,62	0,001(*)	-46,86	-13,64
1,5mm sem ref	1,5mm com ref	-28,12	4,66	0,000(*)	-43,77	-12,48
	2mm sem ref	-14,37	4,63	0,083	-29,92	1,17
	2mm com ref	-41,28	5,19	0,000(*)	-58,92	-23,63
1,5mm com ref	2mm sem ref	13,75	5,23	0,197	-3,63	31,14
	2mm com ref	-13,15	5,73	0,352	-32,26	5,96
2mm sem ref	2mm com ref	-26,90	5,71	0,003(*)	-45,96	-7,85

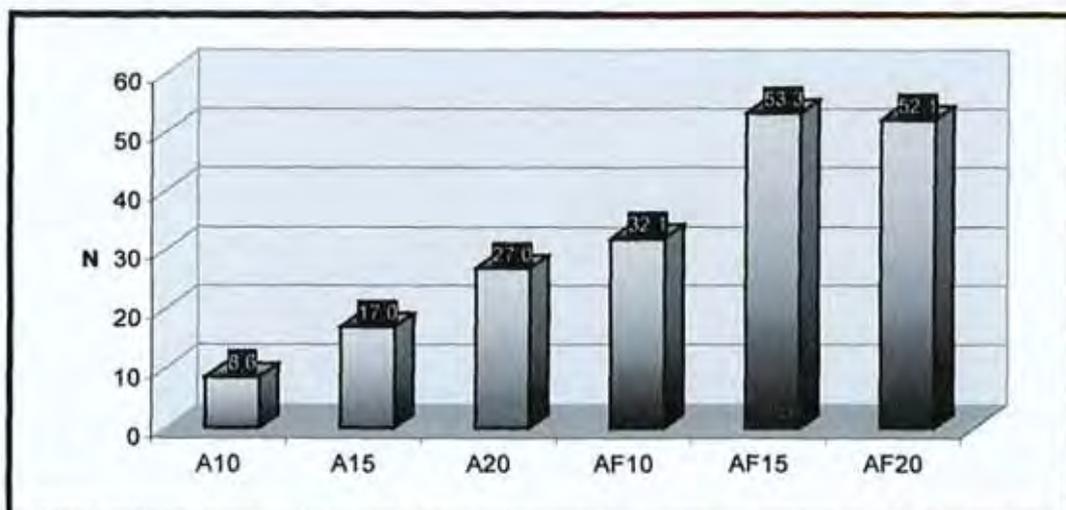


FIGURA 15 - Médias de carga máxima de ruptura dos corpos-de-prova de Artglass, com ou sem inclusão de fibras de reforço, nas várias espessuras.

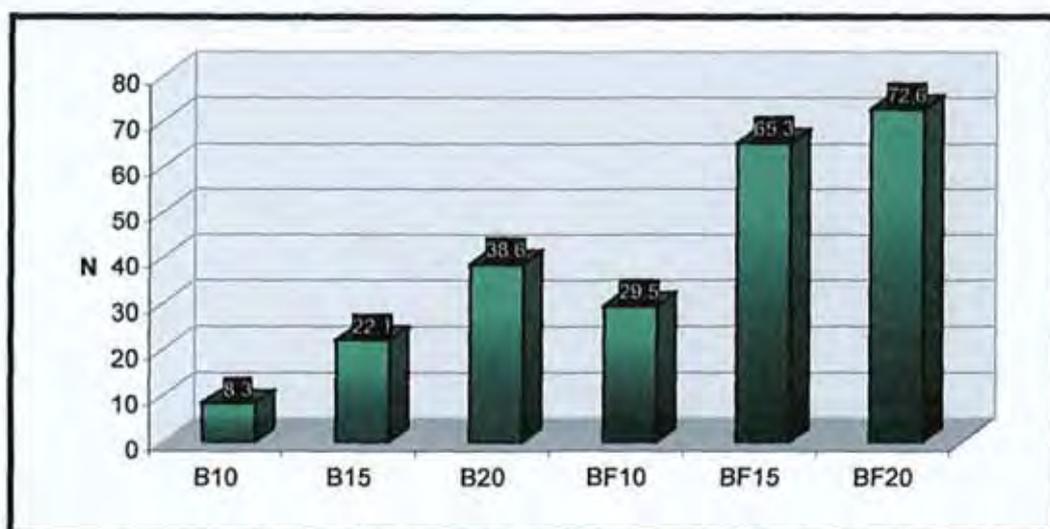


FIGURA 16 - Médias de carga máxima de ruptura dos corpos-de-prova de BelleGlass, com ou sem inclusão de fibras de reforço, nas várias espessuras.

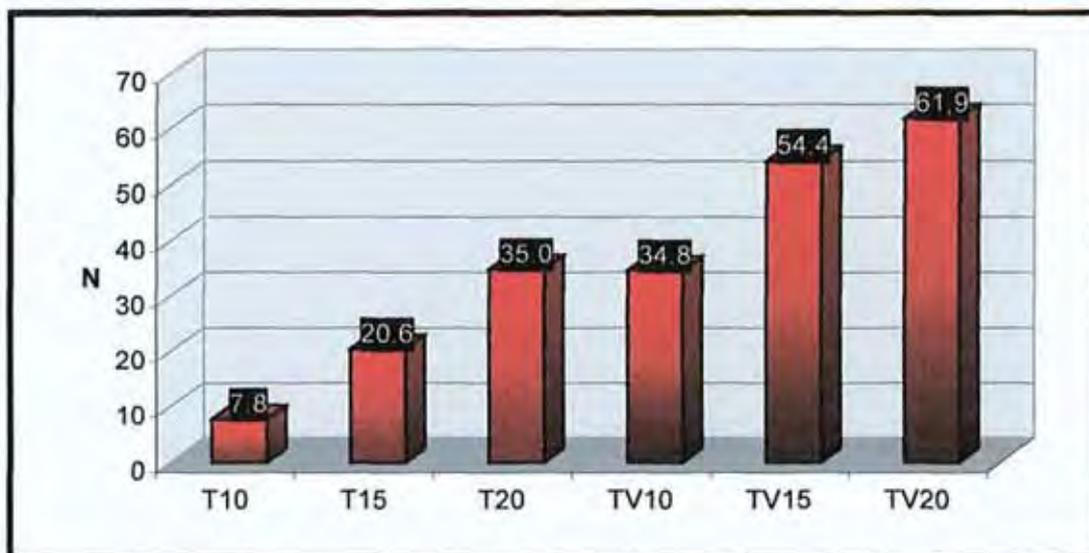


FIGURA 17 - Médias de carga máxima de ruptura dos corpos-de-prova de Targis, com ou sem inclusão de fibras de reforço Vectris, nas várias espessuras.

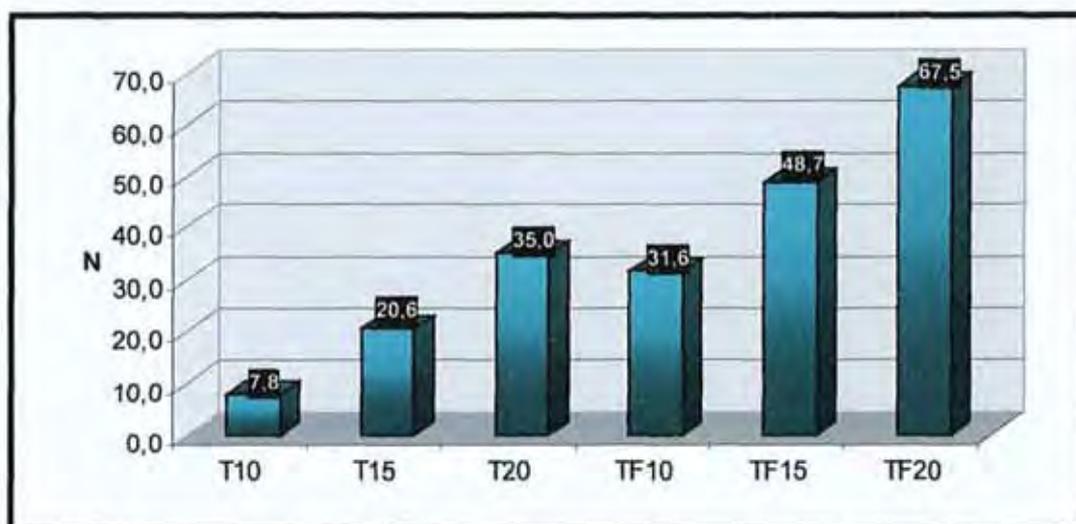


FIGURA 18 - Médias de carga máxima de ruptura dos corpos-de-prova de Targis, com ou sem inclusão de fibras de reforço Fibrex, nas várias espessura

6 DISCUSSÃO

O surgimento das resinas compostas de uso indireto na década de oitenta veio ao encontro da expectativa da sociedade de apresentar um sorriso natural, embora restaurado. Suas restrições mecânicas e mesmo estéticas, porém, inviabilizaram, gradativamente, sua indicação. Na década seguinte, o aperfeiçoamento tecnológico e o crescente apelo social permitiram melhorias importantes desse segmento, fazendo surgir materiais que apresentavam ganhos relevantes, incrementando o uso de restaurações estéticas indiretas em dentes posteriores.

Considerando a significativa distinção entre esses então novos materiais e aqueles da década anterior, Touati & Aidan⁶⁵ (1997) sugeriram a denominação de cerômeros para a nova classe de polímeros. Dentre estes, porém, também já ocorrem distinções, igualmente pelo avanço científico. Métodos de polimerização adicional, que ampliam a conversão de monômeros e reduzem porosidades, também aumentam os valores de resistência mecânica, estendendo a indicação inicial desses materiais, restrita a restaurações parciais, para restaurações de cobertura total.

Mesmo com esses importantes passos, entretanto, a literatura recomenda desgastes significativos da estrutura dental para compatibilizar a exigência das forças de mastigação às propriedades mecânicas das resinas compostas indiretas. Vários autores sugerem redução, em dentes posteriores, de 2mm nas cúspides de contenção cêntrica (GARONE NETTO & BURGER³⁶, 1998; CONCEIÇÃO²³, 2000; ARAÚJO⁴, 2002; CARDOSO et al.¹⁶, 2002; GOMES & GOMES³⁷, 2002). Outros autores orientam desgastes entre 1,5mm e 2mm (JACKSON & FERGUSON⁴², 1990; TRUSHKOWSKY⁶⁷, 1997).

Entretanto, com o surgimento das fibras de reforço, que possibilitaram o uso de resinas compostas indiretas para próteses parciais fixas de pequena extensão, pensou-se na possibilidade de reduzir o desgaste de estrutura dental sadia, durante os procedimentos de preparo cavitário para reconstruções unitárias, sem prejuízo à resistência flexural e ao módulo de elasticidade.

A hipótese de se testar a redução do desgaste em coroas construídas sobre dentes humanos extraídos foi descartada, considerando o risco de falha mecânica, durante os ensaios, da própria estrutura dental, desvitalizada e desidratada, o que afetaria a avaliação das propriedades dos materiais restauradores. As pesquisas de Ellakwa et al.²⁸ (2003) e de Soares et al.⁶⁵ (2004) confirmam essa preocupação, ao verificar, sob MEV, a ocorrência de fraturas coesivas da estrutura dental após testes de carga máxima de ruptura de dentes restaurados, respectivamente, com coroas e *inlays* de resinas compostas indiretas cimentadas adesivamente.

Visando uniformização metodológica, com maior respaldo científico, e que favorecesse avaliações comparativas, optou-se pela utilização de norma internacional da ISO que contempla essa classe de materiais. A pesquisa por normativos* revelou que a norma ISO 10477⁴¹ (1992) se direciona a padronizar avaliações com resinas compostas indiretas. Embora a norma não seja recente, a forma de realização dos testes, com diversas finalidades, permanece sendo utilizada por indústrias e pesquisadores (FREIBERG & FERRACANE³², 1998; VIVADENT⁶⁹, 1998; PEUTZFELDT & ASMUSSEN⁵⁸, 2000; BAE et al.⁵, 2001; ELLAKWA et al.²⁷, 2001; ELLAKWA et al.³⁰, 2001; ELLAKWA et al.³¹, 2002; LASSILA et al.⁵², 2002; ANGELUS², 2004; LASSILA & VALLITTU⁵³, 2004).

* INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Catalogue list page*. Disponível em: <http://www.iso.ch/iso/en/CatalogueListPage.CatalogueList?ICS1=11&ICS2=60&ICS3=10>. Acesso em: 06 jun 2004.

De acordo com as orientações do normativo, os corpos-de-prova deveriam apresentar dimensões de 25 x 2 x 2mm. Como a espessura dos espécimes é a mesma sugerida pela maioria dos autores para desgastes de estrutura dental, durante preparos cavitários para resinas compostas indiretas, em restaurações unitárias, tomou-se essa medida como controle para as variações de espessura.

Para o desenvolvimento desta pesquisa, houve a preocupação de selecionar resinas compostas indiretas que fossem classificadas como cerômeros (TOUATI & AIDAN⁶⁶, 1997), bem como que apresentassem padrões distintos de polimerização, de acordo com a classificação de Garone Netto & Burger³⁵ (1998).

A influência da variação do padrão de polimerização foi avaliada com base na resistência flexural e módulo de elasticidade dos materiais. Foram comparados, na análise estatística, os grupos-controle, ou seja, sem alteração de espessura ou inclusão de fibras de vidro, de modo a obter-se valores de referência na literatura. Relativamente à resistência flexural, o material BelleGlass demonstrou resistência superior aos demais materiais (144,9MPa), embora sem diferença significativa em relação ao Targis (131,0MPa), e significativamente melhor que o Artglass (101,2MPa). O melhor comportamento de BelleGlass e Targis é consoante ao exposto por vários autores, que reportaram que a polimerização adicional à luz aumenta a conversão de monômeros, com reflexos positivos na resistência flexural (DICKERSON²⁵, 1991; REINHARDT et al.⁶¹, 1994; CONCEIÇÃO²³, 2000; BOTTINO et al.¹¹, 2001; CHAIN et al.¹⁸, 2002). Knobloch et al.⁴⁶ (1999), comparando os três materiais sob MEV, destacaram a ocorrência de menor porosidade em BelleGlass, relacionando o fato à influência dos métodos complementares de polimerização. Garone Netto & Burger³⁵ (1998) e Ellakwa et al.²⁹ (2003) ressaltaram que a polimerização em ambiente de nitrogênio, com calor e pressão, como ocorre com BelleGlass, promove conversão mais completa, em torno de 98%, com benefícios, também, em relação à

resistência ao desgaste e à obtenção de maior translucidez, o que é ratificado por Gomes et al.³⁹ (2004), justificando que o melhor resultado estético se relaciona à menor possibilidade de hidrólise, pela ausência de oxigênio durante a polimerização. O valor de resistência flexural sugerido por Touati & Aidan⁶⁶ (1997) como referência para classificar as resinas compostas laboratoriais como cerômeros foi 120MPa; este valor foi alcançado por Targis e BelleGlass, mas não por Artglass. Embora alguns autores tenham encontrado valores de flexão iguais ou maiores para este material, como Freiberg & Ferracane³² (1998), que alcançaram 120MPa, e Cesar et al.¹⁷ (2001), que obtiveram 152,7MPa, outras pesquisas evidenciaram valores aquém daquela referência, como Ellakwa et al.²⁷, 2001 (82,7MPa), Kawano et al.⁴⁵, 2001 (102,8MPa) e Scherrer et al.⁶³, 2003 (95,9MPa). Deste modo, infere-se que o Artglass é um material que situa-se no limite entre resinas compostas laboratoriais intermediárias e as de segunda geração.

Em relação ao módulo de elasticidade, Artglass exibiu menor valor (5,6GPa), com diferença estatística em relação aos alcançados por Targis (12,1GPa) e BelleGlass (14,1GPa), que se equivaleram estatisticamente. Também em relação ao módulo, os valores estão concernentes ao referenciado pela literatura consultada, guardando relação com o grau de conversão de monômeros de cada uma dos materiais avaliados. Cesar et al.¹⁷ (2001) e Ellakwa et al.²⁷ (2001) alcançaram valores um pouco superiores para Artglass (7,7GPa e 6,1GPa, respectivamente), ao tempo em que Kawano et al.⁴⁵ (2001) obtiveram menor média (4,6GPa) que a desta pesquisa.

Dentro da proposição de avaliar a influência das fibras de reforço, procurou-se verificar, primeiramente, se o fabricante de cada um dos cerômeros selecionados disponibiliza, também, fibra de vidro para reforço, o que ocorre com a empresa Ivoclar Vivadent, que sugere a utilização da fibra Vectris junto com Targis. Já que a empresa Heraeus Kulzer não produz fibra com essa finalidade e a KerrLab comercializa

somente fibra de polietileno, optou-se pela utilização da fibra de vidro Fibrex-lab, de fabricação nacional, para os corpos-de-prova de Artglass e BelleGlass. Também foram constituídos grupos associando Targis e Fibrex-lab, para que se pudesse realizar comparação entre as fibras de vidro utilizadas.

Fatores adicionais para a seleção de Fibrex-lab foram o fato de o mesmo ser um material de fabricação nacional, com custo reduzido em relação às outras marcas comerciais disponíveis e, ainda, o de não haver, nas bases de dados consultadas, pesquisas publicadas com este sistema.

Em relação à escolha do tipo de fibra, a literatura reporta uma grande variedade, seja de composição, direção das fibras e em relação à impregnação. Um critério utilizado foi a busca do tipo que oferecesse melhores resultados, segundo a maior parte das pesquisas, sem se levar em consideração as fibras de carbono e de aramida, pela influência negativa das mesmas no resultado estético. Bottino et al.¹¹ (2001), Araujo⁴ (2002), Ellakwa et al.³¹ (2002) e Jain & Cobb⁴³ (2002) ratificam que as fibras de vidro apresentam melhores propriedades mecânicas em relação às de polietileno. Relativamente à direção das fibras, tem-se à disposição fibras unidirecionais, bidirecionais ou multidirecionais. Conforme Jain & Cobb⁴³ (2002) e Lassila & Vallittu⁵³ (2004), as fibras unidirecionais exibem propriedades flexurais superiores àquelas com arquitetura em malha ou entrelaçadas. Em pesquisa *in vitro*, Chong & Chai²⁰ (2003) e Lassila & Vallittu⁵³ (2004) obtiveram valores estatisticamente superiores com fibras unidirecionais em relação às bidirecionais, as quais, segundo os autores, pela arquitetura, têm sua eficiência de reforço reduzida à metade. Segundo o mesmo critério de selecionar fibras de melhores resultados mecânicos, optou-se pela utilização de fibras paralelas. Embora Gomes et al.³⁹ (2004) sugiram a utilização de fibras bidirecionais ou multidirecionais para restaurações unitárias, a dificuldade técnica para a constituição de corpos-de-prova

segundo a norma ISO utilizada foi um segundo fator motivacional para a escolha de fibras unidirecionais. Bae et al.⁵ (2003) desenvolveram pesquisa com corpos-de-prova de dimensões sugeridas pela mesma norma internacional, utilizando fibras unidirecionais e bidirecionais. Para a obtenção dos espécimes de Vectris Frame, com fibras bidirecionais, foi confeccionada outra matriz, na largura comercialmente disponível do material (20mm), para que posteriormente, após os procedimentos de polimerização, se fizesse o seccionamento do mesmo. Há que se levar em consideração que esse procedimento possivelmente interfira nas propriedades do material, tendo em vista o corte da malha, o que não ocorreu com as fibras unidirecionais, considerando que as mesmas são disponibilizadas comercialmente na forma de feixes, com fibras de pequeno diâmetro, de 4,5 μ m a 5,5 μ m*, cujo rearranjo não prejudica a conformação do material. Em relação à impregnação das fibras, optou-se, igualmente pela utilização daquelas que a literatura reporta como apresentando melhores propriedades, ou seja, as impregnadas industrialmente (BEHR⁸, 2001; PFEIFFER & GRUBE⁵⁹, 2003; GOMES et al.³⁹, 2004).

Quanto à localização da fibra de vidro no corpo-de-prova, levando em consideração as pesquisas conduzidas por Ellakwa et al.³⁰ (2001) e Lassila & Vallittu⁵³ (2004), todos os espécimes reforçados tiveram a fibra posicionada na base do molde, no lado de tração, por ser o que oferece melhores propriedades flexurais.

Relativamente à espessura da fibra de vidro utilizada nos corpos-de-prova (0,5mm), baseou-se na pesquisa conduzida por Chong & Chai²¹ (2003) e na espessura usual das fibras de vidro disponibilizadas comercialmente para restaurações unitárias.

Durante a confecção dos espécimes reforçados houve necessidade de se pré-polimerizar a fibra de vidro, após seu rearranjo,

* ALCÂNTARA, R.Q.M. **Fibras de reforço**. Londrina: Angelus, Soluções em Odontologia, 2003. 39 diapositivos.

visando viabilizar a conferência das medidas antes da inserção na base do molde. Com isso, tornou-se inviável a utilização do sistema de vácuo sugerido pela empresa Ivoclar Vivadent para a fibra de vidro Vectris, o que é realizado com o aparelho Vectris VS1. É oportuno destacar que também os espécimes com Fibrex não foram submetidos ao sistema de vácuo e, considerando os resultados da pesquisa conduzida por Behr et al.⁷ (2000) que compararam a influência da adaptação manual das fibras à realizada por pressão a vácuo, sem diferença entre esses métodos, considerou-se que esta conduta não influenciaria nos resultados do trabalho.

Nesta pesquisa foi feita análise comparativa entre grupos com inclusão ou não de fibras de vidro, com cada material em separado, tendo em vista a observação prévia de distinção de comportamento entre os materiais. Optou-se por teste-T, de comparação entre médias, considerando que a intenção seria comparar valores de dois grupos, ambos com espessura de 2mm. Objetivou-se, ao utilizar o grupo-controle, confrontar os valores obtidos com a literatura consultada, com base na resistência flexural e módulo de elasticidade, confirmando se a inclusão de reforço ofereceria diferença significativa. Em relação à resistência flexural, a análise estatística demonstrou diferença significativa entre os grupos, independentemente do material, com maior diferença percentual entre as médias para Targis x Targis/Fibrex (253,2MPa com reforço e 131,0MPa sem reforço, com diferença de 93%) e Artglass, com o mesmo percentual de melhoria, alcançando 195,3MPa quando reforçado e 101,2MPa, sem reforço. O material BelleGlass alcançou a maior diferença numérica entre as médias, com 144,9MPa sem reforço, e 272,1MPa com inclusão de Fibrex, incrementando sua resistência à flexão em 87%. Quando o cerômero Targis foi reforçado por Vectris, sua resistência flexural aumentou de 131,0MPa para 232,0MPa (acréscimo de 77%). Também Ellakwa et al.²⁷ (2001) alcançaram melhoria significativa quando Artglass e BelleGlass foram reforçados por fibras, embora os autores

tenham utilizado reforço de polietileno (Connect, KerrLab). É oportuno destacar os bons valores de resistência flexural alcançados pelos materiais reforçados pela fibra de vidro Fibrex-Medial. Os valores encontrados permitem considerar que, embora sem diferença estatisticamente significativa em relação à fibra Vectris, o produto nacional incrementou mais a resistência, em percentuais, que a outra fibra testada, já consagrada por diversas pesquisas, que atestaram sua eficiência.

Quando se faz a análise comparativa da resistência flexural, por teste de Tukey a 5%, dos materiais com reforço (Tabela 11), verifica-se que a maior média foi alcançada por BelleGlass, porém, sem diferença significativa com o material Targis, independente da fibra utilizada. Entretanto, a média de Artglass foi significativamente menor que a obtida por BelleGlass e sem diferença estatística com Targis, reproduzindo o mesmo comportamento dos materiais sem reforço.

A análise do comportamento dos materiais frente à inclusão ou não de fibras de vidro, em relação ao módulo de elasticidade, demonstrou que houve redução das médias após inclusão de reforço, porém, sem diferença estatisticamente significativa. Estes resultados estão em desacordo com os apresentados por Bae et al.⁵ (2001), que obtiveram aumento de 29% do módulo de elasticidade quando houve associação com fibra de vidro; quando ocorreu reforço com fibra de polietileno, os autores encontraram redução do módulo, do mesmo modo que Ellakwa et al.²⁷ (2001). Assim, esperava-se que a inclusão de fibras de vidro beneficiasse os espécimes quanto ao módulo de elasticidade. Uma provável justificativa para a ocorrência é que, conforme Bae et al.⁵ (2001), altos valores de módulo são obtidos quando ocorre boa adesão entre a fibra e a matriz resinosa; na pesquisa dos autores, as fibras de polietileno, que não são pré-impregnadas, apresentaram falhas durante a impregnação manual, influenciando nos resultados, o que não se deu com as fibras de vidro, pré-impregnadas. Nesta pesquisa, embora se tenha utilizado, igualmente, fibras pré-impregnadas, houve grande manipulação

das mesmas durante o processo de confecção dos corpos-de-prova, como se pode verificar na metodologia. Assim, é provável que essa manipulação tenha influenciado na adesão entre fibra e matriz resinosa, e, conseqüentemente, reduzido o módulo de elasticidade dos espécimes. Na aplicação clínica para confecção de *onlays* ou coroas de resinas compostas indiretas com reforço são utilizadas, geralmente, fibras de formato circular, adequadas à conformação protética dessas peças, o que deixaria de exigir a manipulação das mesmas, e, portanto, sem influenciar no desempenho final do trabalho. Nesta pesquisa, como anteriormente exposto, não foi possível a utilização desse tipo de fibra pelo formato do corpo-de-prova referenciado pela norma ISO 10477⁴¹ (1992).

A análise comparativa entre os materiais avaliados, com reforço, quanto ao módulo de elasticidade, permitiu verificar que BelleGlass/Fibrex obteve maior média (12,3GPa) que os demais grupos, porém, sem diferença estatisticamente significativa com os grupos Targis/Fibrex (10,9GPa) e Targis/Vectris (9,9GPa). O menor resultado foi apresentado por Artglass/Fibrex (5,3GPa), estatisticamente menor que o exibido pelos outros materiais reforçados. Assim, pode-se observar que o comportamento dos materiais, com reforço, reproduziu o desempenho dos mesmos sem reforço.

Foi possível observar que o padrão de fratura foi distinto entre os corpos-de-prova com inclusão ou não de fibras de reforço. Os espécimes não reforçados exibiram um padrão uniforme em que ocorria uma fratura abrupta, com separação do corpo-de-prova em dois fragmentos. Os gráficos do ensaio de flexão dos grupos não reforçados exibiram uma curva força x deformação ascendente contínua até o ponto em que nitidamente ocorria a fratura. Já os espécimes reforçados remaneceram unidos pela fibra de vidro, após a ocorrência de fratura da resina composta. Os gráficos das mesmas demonstraram que ao longo da ascendência da curva força x deformação ocorriam pequenas irregularidades que, provavelmente, evidenciavam microfaturas na resina

de impregnação e delaminação das fibras de vidro, até que no ponto em que ocorria fratura da resina composta, a curva iniciasse movimento descendente. Chong & Chai²¹ (2003) verificaram este tipo de comportamento em corpos-de-prova de Targis/Vectris, através de MEV. Ellakwa et al.³⁰ (2001) acrescentaram que a separação da amostra em dois fragmentos não ocorre quando esta esteja reforçada por fibra de vidro em virtude da mesma inibir a propagação de trincas.

O terceiro fator de variação desta pesquisa foi a utilização de diferentes espessuras dos corpos-de-prova. A literatura sugere, durante os procedimentos de preparo cavitário para *onlays* e coroas totais com resinas compostas indiretas, desgastes entre 1,5mm e 2mm nas cúspides de contenção cêntrica. Objetivou-se, assim, constituir grupos, sem reforço de fibra, com essas espessuras, como referência do usual, objetivando compará-las, verificando se a diferença é significativa. Decidiu-se, também, pela constituição de grupos de 1mm, com a intenção de verificar se haveria possibilidade de reduzir o desgaste preconizado. Além disso, como propósito principal, avaliar o comportamento de grupos, das mesmas espessuras, com reforço por fibras de vidro, a fim de confirmar se as propriedades flexurais de espécimes de menor espessura, com reforço, se equivaleriam àqueles apresentados por corpos-de-prova sem reforço de maior espessura.

A análise desse fator de variação foi feita baseando-se nos valores de carga máxima de ruptura e não de resistência flexural como para as variáveis anteriores. Esta decisão baseou-se na verificação de que a espessura, por ser considerada no cálculo matemático da resistência flexural, com potência, no denominador, influencia de forma inversamente proporcional nos resultados da resistência flexural. Observa-se que a fórmula, corretamente idealizada, procura compensar variações nas dimensões dos corpos-de-prova, visando, também, possibilitar a comparação de resultados entre os vários pesquisadores, o que, inclusive, foi feito nesta discussão, ao se comparar resultados de

trabalhos que utilizaram diferentes dimensões dos espécimes. Como o propósito, porém, foi verificar a influência da redução das espessuras, essa compensação matemática prejudicaria a análise comparativa, inviabilizando conclusões isentas.

Da mesma forma que ocorreu na análise do fator reforço, também frente à espessura foi feita análise estatística por material, separadamente, tendo em vista a observação prévia de distinção entre os mesmos.

Foram constituídos três grupos de espessuras sem reforço e outros três com reforço. Como o comportamento possivelmente seria distinto, decidiu-se por comparar todas as seis hipóteses entre si, verificando qual o desempenho de cada um quanto à carga máxima de ruptura.

Na análise de variâncias dos três materiais (Tabela 14), verificou-se diferença significativa entre os seis grupos com variação de espessura/reforço. Nos testes de comparações múltiplas observaram-se pequenas distinções entre os subgrupos de cada material.

A primeira observação importante foi a diferença significativa entre as espessuras de 1,5mm e 2mm, sem reforço, independentemente do material, o que reforça a conveniência de se tomar a espessura de 2mm, sem reforço, como referência, por gerar resistência adequada. Os corpos-de-prova de 1mm, sem reforço, também demonstraram baixos valores de carga máxima de ruptura, significativamente menores que os de 2mm para todos os materiais e somente sem diferença estatística para os de 1,5mm com o material Artglass, muito embora com p valor baixo (0,097). Essa análise permite inferir que seria inadequada uma redução cavitária, nas cúspides de contenção cêntrica, menor que 2mm, quando se restaure com resinas compostas sem reforço.

Quando se compara os grupos reforçados, observa-se um comportamento distinto. Os espécimes de 1,5mm e 2mm com reforço

foram significativamente superiores aos demais, com ou sem reforço, em todos os materiais, e sem diferença significativa entre essas espessuras. Já os espécimes de 1mm, com reforço, compõem um segundo subgrupo, também em todos os materiais, equivalentes àqueles de 2mm sem reforço, tomados como controle. Assim, pode-se verificar que seria teoricamente viável uma redução na espessura de desgaste para 1mm, sem prejuízo à carga máxima de ruptura, com qualquer dos materiais avaliados, desde que estes recebessem reforço por fibra de vidro na metade desta espessura. Também se pode inferir que uma maior espessura de desgaste estaria indicada, incluindo reforço estrutural, quando se necessitar de maior resistência, como, por exemplo, nas situações clínicas em que haja indicação de restauração do último dente de um hemi-arco, que recebe grande carga mastigatória.

As avaliações laboratoriais apresentadas na fundamentação teórica desta pesquisa mostraram, geralmente, um bom comportamento das resinas compostas indiretas (BEHR et al.⁶, 1999; RAMMELSBURG et al.⁶⁰, 2000; SCHERRER et al.⁶³, 2003), em especial quando reforçados por fibras de vidro (BAE et al.⁵, 2001; ELLAKWA et al.²⁷, 2001; LASSILA et al.⁵², 2002; VALLITTU⁶⁸, 2002; ELLAKWA et al.²⁸⁻²⁹, 2003), com valores de carga máxima de ruptura equivalentes ou superiores aos de outros materiais restauradores (LOOSE et al.⁵⁴, 1998; KU et al.⁵⁰, 2002; CHONG & CHAI²⁰, 2003; SOARES et al.⁶⁵, 2004).

Nas pesquisas clínicas, também se pode verificar um bom desempenho, com durabilidade *in vivo* encorajadora (FREILICH et al.³³, 2002; MONACO et al.⁵⁶, 2003; KÜKRER et al.⁵¹, 2004). Koch & García-Godoy⁴⁷ (2000) e Freilich et al.³³ (2002) destacaram a baixa estabilidade de cor em avaliações longitudinais, entretanto, estas pesquisas e outras como as conduzidas por Monaco et al.⁵⁵ (2001) e Jain & Cobb⁴³ (2002) ressaltaram virtudes como a simplicidade dos procedimentos, facilidade de reparo, o uso mais popular pelo custo reduzido frente a outras alternativas estéticas, e o menor potencial de desgaste do dente

antagonista comparativamente à cerâmica, da qual as resinas compostas indiretas se mostram como uma boa alternativa. O consenso do Segundo Simpósio Internacional sobre fibras de reforço, apresentado por Kangasniemi et al.⁴⁴ (2003), demonstra que os avanços no campo das resinas compostas indiretas com reforço parecem caminhar no sentido correto, viabilizando a indicação desse tipo de restauração por prazo entre cinco e dez anos. Entretanto, ainda são escassos os resultados clínicos, em especial em longo prazo.

De modo geral, com base nas evidências desta pesquisa, pode-se verificar que as resinas compostas laboratoriais são significativamente influenciadas pelo padrão de polimerização a que são submetidas, devendo-se preferir aquelas que são beneficiadas por polimerização complementar. Também foi possível verificar que o reforço por fibra de vidro trouxe benefícios aos cerômeros, permitindo, inclusive, um menor desgaste de estrutura dental sadia, sem prejuízo às propriedades flexurais destes materiais. São necessárias, entretanto, avaliações clínicas que ratifiquem as evidências apresentadas e, neste caso, confirmando que essas conclusões possam se constituir em conduta de rotina na prática odontológica.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, podemos concluir que:

- a) a inclusão de fibra de vidro aumentou a resistência flexural, entretanto, sem benefício ao módulo de elasticidade;
- b) o reforço das resinas compostas indiretas com fibra de vidro permitiu reduzir a espessura do material restaurador, sem prejuízo à carga máxima de ruptura.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. **J Am Dent Assoc**, v.134, n.4, p.463-72, Apr. 2003.
- 2 ANGELUS. **Soluções em Odontologia**. Fibrex-lab, reforço estrutural para prótese em fibra de vidro. Londrina, 2004. 19p. Relatório técnico.
- 3 ANUSAVICE, K.J. Padrões de performance para materiais dentários. In: _____. **Phillips materiais dentários**. Trad. E.J.L. Moreira, G.R. Álvares, R.L. Bastos; R.S. Reis. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap 1, p.1-7.
- 4 ARAÚJO, E. Resinas compostas indiretas. In: CARDOSO, R.J.A.; GONÇALVES, E.A.N. **Dentística: laser**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. Cap. 15, p.269-78. (Odontologia, Arte, Ciência e Técnica, v.1). Apresentado no 20º Congresso Internacional de Odontologia de São Paulo.
- 5 BAE, J.M. et al. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. **Int J Prosthodont**, v.14, n.1, p.33-9, Jan./Feb. 2001.
- 6 BEHR, M. et al. *In vitro* study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. **J Dent**, v.27, n.2, p.163-8, Feb. 1999.
- 7 BEHR, M. et al. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. **J Dent**, v.28, n.7, p.509-14, Sept. 2000.
- 8 BEHR, M. et al. Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. **J Dent**, v.29, n.3, p.187-96, Mar. 2001.

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro. **Informação e documentação**: referências, elaboração, NBR 6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

- 9 BEHR, M. et al. Glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures on dental implants. **J Oral Rehabil**, v.28, n.10, p.895-902, Oct. 2001.
- 10 BEHR, M. et al. Fracture resistance of fiber-reinforced vs. non-fiber-reinforced composite molar crowns. **Clin Oral Investig**, v.7, n.3, p.135-9, 2003. Disponível em: <http://www.springerlink.com/app/home/contribution.asp?wasp=78519>. Acesso em: 31 jul 2003.
- 11 BOTTINO, M.A. et al. Materiais poliméricos. In: **Estética em reabilitação oral metal free**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. Cap. 5, p.335-79.
- 12 BREDENSTEIN, J.; SPERBER, G. Puentes de artglass reforzados con Ribbond. **Labor-dental**, v.4, n.2, p.268-75, abr. 1999.
- 13 BROSH, T. et al. Effect of polymerization under pressure on indirect tensile mechanical properties of light-polymerized composites. **J Prosthet Dent**, v.88, n.4, p.381-7, Oct. 2002.
- 14 BROWN, D. Fibre-reinforced materials. **Dent Update**, v.27, n.9, p.442-8, Nov. 2000.
- 15 BRUNTON, P.A. et al. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. **J Prosthet Dent**, v.82, n.2, p.167-71, Aug. 1999.
- 16 CARDOSO, P.E.C.; BURMANN, P.A.; SANTOS, J.F.F. Preparo dental para restaurações estéticas indiretas *inlays*, *onlays* e *overlays*. In: CARDOSO, R.J.A.; GONÇALVES, E.A.N. **Dentística: laser**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. Cap. 11, p.199-214 (Odontologia, Arte, Ciência e Técnica, v.1). Apresentado no 20º Congresso Internacional de Odontologia de São Paulo.
- 17 CESAR, P.F.; MIRANDA JUNIOR, W.G.; BRAGA, R.R. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. **J Prosthet Dent**, v. 86, n.3, p.289-96, Sept. 2001.
- 18 CHAIN, M.C.; RODRIGUES, C.C.; MAIA, H.P. Materiais restauradores estéticos poliméricos e cerâmicos do novo século. In: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ODONTOLOGIA. **Odontologia integrada: atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista**. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 2002. Cap.16, p.429-72.

- 19 CHO, L. et al. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. **J Prosthet Dent**, v.88, n.4, p.388-95, Oct. 2002.
- 20 CHONG, K.H.; CHAI, J. Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass-infiltrated alumina with or without zirconia reinforcement. **Int J Prosthodont**, v.16, n.5, p.487-92, Sept./Oct. 2003.
- 21 CHONG, K.H.; CHAI, J. Strength and mode of failure of unidirectional and bi-directional glass fiber-reinforced composite materials. **Int J Prosthodont**, v.16, n.2, p.161-6, Mar./Apr. 2003.
- 22 CONCEIÇÃO, E.N. Materiais restauradores indiretos. In: CONCEIÇÃO, E.N. et al. **Dentística: saúde e estética**. Porto Alegre: Artmed, 1999. Cap.17, p.249-62.
- 23 CONCEIÇÃO, E.N. Restaurações estéticas indiretas em dentes posteriores. In: CONCEIÇÃO, E.N. et al. **Dentística: saúde e estética**. Porto Alegre: Artmed, 1999. Cap.18, p.263-81.
- 24 CRISPIN, B.J. Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? **Compendium**, v.23, n.7, p.611-24, July 2002.
- 25 DICKERSON, W.G. An esthetic, conservative reconstruction technique for an endodontically prepared tooth. **Quintessence Int**, v.22, n.12, p.935-8, Dec. 1991.
- 26 DUKE, E.S. The introduction of a new class of composite resins: ceromers. **Compendium**, v.20, n.3, p.246-7, Mar. 1999.
- 27 ELLAKWA, A. et al. Influence of veneering composite composition on the efficacy of fiber-reinforced restorations (FRR). **Oper Dent**, v.26, n.5, p.467-75, Sept./Oct. 2001.
- 28 ELLAKWA, A. et al. Fracture resistance of fiber-reinforced composite crown restorations. **Am J Dent**, v.16, n.6, Dec. 2003.
- 29 ELLAKWA, A. et al. Influence of fibre position on the flexural properties and strain energy of a fibre-reinforced composite. **J Oral Rehabil**, v.30, n.7, p.679-82, July 2003
- 30 ELLAKWA, A.E. et al. The influence of fibre placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre-reinforced composite bridgework. **J Oral Rehabil**, v.28, n.8, p.785-91, Aug. 2001.

- 31 ELLAKWA, A.E. et al. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. **J Prosthet Dent**, v.88, n.5, p.485-90, Nov. 2002.
- 32 FREIBERG, R.S.; FERRACANE, J.L. Evaluation of cure, properties and wear resistance of artglass dental composite. **Am J Dent**, v.11, n.5, p.214-8, Oct. 1998.
- 33 FREILICH, M.A. et al. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. **J Am Dent Assoc**, v.133, n.11, p.1524-34, Nov. 2002.
- 34 FREILICH, M.A. et al. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prosthesis. **J Prosthet Dent**, v.88, n.4, p.449-54, Oct. 2002.
- 35 GARONE NETTO, N.; BURGER, R.C. Inlay e onlay de resina composta. In: **Inlay e onlay: metálica e estética**. São Paulo: Quintessence, 1998. Cap.8, p.185-232.
- 36 GARONE NETTO, N.; BURGER, R.C. Preparos cavitários. In: **Inlay e onlay: metálica e estética**. São Paulo: Quintessence, 1998. Cap. 3, p.23-47.
- 37 GOMES, J.C; GOMES, O.M.M. Novas opções de materiais restauradores posteriores indiretos: cerômeros. In: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ODONTOLOGIA. **Odontologia integrada: atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista**. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 2002. Cap.5, p.139-63.
- 38 GOMES, J.C. et al. Prótese adesiva metal free: sistema targis/vectris. **J Bras Dent**, v.1, n.1, p.42-9, jan./mar. 2002.
- 39 GOMES, J.C. et al. Resinas laboratoriais de segunda geração. **Dent Estét**, v.2, n.2, p.34-41, mar./abr. 2004.
- 40 GÖHRING, T.N. et al. Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: preliminary results after one year. **J Prosthet Dent**, v.82, n.6, p.662-8, Dec. 1999.
- 41 INTERNATIONAL STANDARD ISO 10477. **Dentistry: polymer-based crown and bridge materials**. Genève: ISO, 1992. 8p. ISO 10477.
- 42 JACKSON, R.D.; FERGUSON, R.W. An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. **Quintessence Int**, v.21, n.1, p.7-12, Jan. 1990.

- 43 JAIN, P.; COBB, D. Evaluation of a glass-fiber-reinforced, bonded, inlay-supported fixed partial denture – 4-year results. **Compendium**, v.23, n.9, p.779-92, Sept. 2002.
- 44 KANGASNIEMI, I. et al. Consensus statement on fiber-reinforced polymers: current status, future directions, and how they can be used to enhance dental care. **Int J Prosthodont**, v.16, n.2, p.209, Mar./Apr. 2003.
- 45 KAWANO, F. et al. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. **J Oral Rehabil**, v.28, p.703-7, Aug. 2001
- 46 KNOBLOCH, L.A. et al. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. **Int J Prosthodont**, v.12, n.5, p.432-8, Sept./Oct. 1999.
- 47 KOCH, M.; GARCÍA-GODOY, F. The clinical performance of laboratory-fabricated crowns. **J Am Dent Assoc**, v.131, n.9, p.1285-90, Sept. 2000.
- 48 KOLBECK, C et al. *In vitro* study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. **J Oral Rehabil**, v.29, n.7, p.668-74, July 2002.
- 49 KOLBECK, C. et al. *In vitro* examination of the fracture strength of 3 different fiber-reinforced composite and 1 all-ceramic posterior inlay fixed partial denture systems. **J Prosthodont**, v.11, n.4, p.248-53, Dec. 2002.
- 50 KU, C.W. et al. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. **J Prosthet Dent**, v.88, n.2, p.170-5, Aug. 2002.
- 51 KÜKRER, D. et al. A prospective clinical study of ceromer inlays: results up to 53 months. **Int J Prosthodont**, v.17, n.1, p.17-23, Jan./Feb. 2004.
- 52 LASSILA, L.V.J.; NOHRSTRÖM, T.; VALLITTU, P.K. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. **Biomaterials**, v. 23, n.10, p.2221-9, May 2002.
- 53 LASSILA, L.V.J.; VALLITTU, P.K. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. **J Contemp Dent Pract**, v.5, n.2, p.14-26, May 2004.

- 54 LOOSE, M. et al. *In vitro* study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. **Eur J Prosthodont Rest Dent**, v.6, n.2, p.55-62, June 1998.
- 55 MONACO, C et al. Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. **Int J Prosthodont**, v.14, n.1, p.81-6, 2001
- 56 MONACO, C. et al. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite inlay FPDs. **Int J Prosthodont**, v.16, n.3, p.319-25, May/June 2003.
- 57 MOURA JÚNIOR et al. A comparative study of the flexural strength of two systems for fiber-reinforced prosthesis. **PGRO – Pós-Grad Rev Odontol**, v.5, n.2, p. 6-12, maio/ago. 2002
- 58 PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. The effect of post curing on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and *in vitro* wear of two resin composites. **J Dent**, v.28, n.6, p.447-52, Aug. 2000.
- 59 PFEIFFER, P.; GRUBE, L. *In vitro* resistance of reinforced interim fixed partial dentures. **J Prosthet Dent**, v. 89, n.2, Feb. 2003
- 60 RAMMELSBERG, P. et al. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. **J Prosthet Dent**, v. 84, n.3, p.303-8, Sept. 2000
- 61 REINHARDT, J.W.; BOYER, D.B.; STEPHENS, N.H. Effects of secondary curing on indirect posterior composite resins. **Oper Dent**, v.19, n.6, p.217-20, Nov./Dec. 1994.
- 62 RUYTER, I.E. Types of resin-based inlay materials and their properties. **Int Dent J**, v.42, n.3, p.139-44, June 1992.
- 63 SCHERRER, S.S. et al. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. **J Prosthet Dent**, v.89, n.6, p.579-88, June 2003.
- 64 SHELLARD, E.; DUKE, E.S. Indirect composite resin materials for posterior applications. **Compendium**, v.20, n.12, p.1166-71, Dec. 1999.
- 65 SOARES, J.C. et al. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. **Quintessence Int**, v.35, n.4, p.281-6, Apr. 2004.
- 66 TOUATI, B.; AIDAN, N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. **J Esthet Dent**, v.9, n.3, p.108-18, 1997.

- 67 TRUSHKOWSKY, R.D. Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations – Part 1. **Compend Contin Educ Dent**, v.18, n.11, p.1101-12, Nov. 1997.
- 68 VALLITTU, P.K. Use of woven glass fibres to reinforce a composite veneer. A fracture resistance and acoustic emission study. **J Oral Rehabil**, v.29, n.5, p.423-9, May 2002.
- 69 VIVADENT. Documentación científica targis/vectris: investigación y desarrollo. **Servicio Científico Ivoclar Vivadent**. Liechtenstein, 1998. 38p.

Apêndice A – Resultados dos testes aplicados em cada corpo-de-prova

Tabela 19 – Valores, em N, de carga máxima de ruptura de cada corpo-de-prova

GRUPO	CORPOS-DE-PROVA									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A10	7,7	6,6	10,1	10,4	7,0	9,7	12,7	6,7	7,1	7,8
B10	13,5	11,6	5,6	7,0	7,4	8,7	6,6	7,2	7,0	8,3
T10	5,0	11,4	8,4	8,9	7,4	8,9	7,8	9,7	5,5	5,3
AF10	43,7	26,1	40,5	23,0	21,8	33,1	32,9	43,0	23,0	33,4
BF10	34,1	35,7	24,4	29,4	31,7	30,2	30,0	26,3	29,5	23,9
TV10	35,9	31,1	37,8	36,3	23,4	28,2	46,3	39,6	38,6	31,0
TF10	33,4	26,5	29,6	27,7	28,4	28,4	39,9	38,9	34,8	28,3
A15	18,1	14,7	19,5	12,9	23,3	9,2	14,5	22,1	17,4	18,4
B15	18,8	27,1	16,6	32,8	21,2	18,4	20,7	26,6	20,0	18,4
T15	13,1	31,5	15,2	22,4	14,9	6,3	28,8	24,6	15,7	33,4
AF15	53,1	51,2	51,7	54,7	43,1	50,3	47,4	69,1	67,7	44,9
BF15	54,1	59,1	70,0	56,6	53,7	86,7	52,2	71,7	63,1	86,1
TV15	59,4	41,9	52,5	43,4	41,9	54,5	51,6	62,2	66,8	69,3
TF15	63,7	31,0	40,8	42,6	60,9	55,8	56,9	38,0	59,2	38,2
A20	23,6	24,2	19,9	21,4	16,5	31,8	28,9	34,8	33,7	35,0
B20	38,9	46,6	35,8	43,5	41,9	33,9	34,4	33,4	39,3	38,5
T20	28,0	45,1	41,0	58,4	33,7	39,4	33,9	23,7	18,0	28,0
AF20	52,8	41,3	69,2	38,4	53,4	58,5	51,7	44,0	59,7	51,7
BF20	105,1	83,5	68,4	60,0	82,3	83,6	51,9	65,7	52,1	73,0
TV20	48,1	63,7	80,9	77,4	62,8	40,3	58,7	52,3	55,1	79,3
TF20	79,3	46,8	97,4	75,5	58,6	64,2	53,7	60,9	69,0	69,7



Tabela 20 – Valores, em MPa, de resistência flexural de cada corpo-de-prova

GRUPO	CORPOS-DE-PROVA									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A10	116,7	98,0	152,1	156,4	103,8	145,4	190,1	100,3	105,6	117,2
B10	203,5	173,3	83,5	104,4	110,1	131,4	99,3	107,2	104,8	125,0
T10	75,7	170,6	127,2	133,6	110,6	134,0	117,8	145,2	82,9	80,0
AF10	656,3	391,0	607,0	346,2	326,1	497,8	493,3	644,4	346,4	501,2
BF10	512,5	535,0	365,9	441,9	475,2	452,7	449,5	394,8	443,3	359,2
TV10	539,0	465,7	566,3	544,7	351,7	424,4	694,1	594,1	579,0	464,4
TF10	501,2	396,8	444,2	414,9	426,4	426,4	598,2	584,7	521,7	424,7
A15	121,0	98,0	130,1	86,3	155,4	61,4	96,7	147,4	115,6	123,0
B15	125,3	180,2	110,7	218,1	141,2	122,9	137,9	177,5	133,2	123,1
T15	87,5	210,1	101,2	149,2	99,4	42,4	191,9	164,1	105,1	222,2
AF15	353,5	341,2	344,5	365,0	287,3	335,2	315,5	461,0	451,1	297,3
BF15	360,6	393,9	466,7	377,5	358,5	578,1	348,0	477,6	420,4	573,8
TV15	396,0	279,4	350,0	289,8	279,3	363,5	343,9	414,6	445,4	462,5
TF15	424,9	206,6	271,7	284,0	405,7	371,8	379,5	253,0	394,9	255,0
A20	88,7	91,0	74,5	80,2	61,9	119,0	108,5	130,7	126,5	131,3
B20	146,0	174,8	134,4	163,2	156,9	127,2	129,1	125,5	147,5	144,5
T20	105,3	168,8	153,4	218,8	126,3	147,9	127,4	89,2	67,7	105,0
AF20	197,8	154,8	259,6	144,1	200,5	219,5	194,0	165,1	224,0	193,8
BF20	394,1	313,1	256,7	225,0	308,5	313,6	194,5	246,4	195,5	273,6
TV20	180,1	239,0	303,2	290,2	235,5	151,2	220,2	196,2	206,6	297,5
TF20	297,5	175,6	365,2	283,2	219,8	240,9	201,6	228,5	258,9	261,4

Tabela 21 – Valores, em GPa, de módulo de elasticidade de cada corpo-de-prova

GRUPO	CORPOS-DE-PROVA									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A10	6,3	8,5	7,2	6,6	7,8	7,2	7,7	9,8	7,9	8,1
B10	23,0	16,3	7,4	16,0	9,5	22,8	7,5	10,4	10,7	11,8
T10	9,0	6,5	10,0	8,5	6,4	5,9	7,4	8,7	12,5	10,3
AF10	11,8	8,0	7,0	5,0	3,5	6,9	6,3	10,1	4,3	7,3
BF10	16,7	14,2	15,2	12,7	12,2	9,6	6,0	7,5	12,1	14,1
TV10	9,8	5,9	6,8	7,2	3,4	6,2	7,5	7,7	7,6	6,1
TF10	6,2	6,3	7,9	6,1	6,4	7,8	8,8	12,0	8,0	6,5
A15	8,4	10,9	8,2	9,8	4,8	10,8	6,8	5,9	6,2	5,7
B15	23,2	17,2	14,9	21,5	10,9	10,6	11,8	19,8	14,3	13,5
T15	13,4	12,1	15,2	12,0	11,7	11,0	13,8	11,9	7,8	12,1
AF15	5,6	4,1	9,9	5,1	6,1	4,5	5,7	7,1	6,2	4,7
BF15	8,9	10,3	10,4	16,0	11,2	17,7	9,5	13,3	12,6	15,7
TV15	8,6	6,3	10,5	12,7	12,4	8,6	2,0	9,5	6,1	7,8
TF15	14,3	4,0	13,2	5,2	6,4	6,8	7,0	11,0	10,2	6,6
A20	4,6	4,6	7,3	7,2	7,6	5,6	3,9	3,5	5,7	5,8
B20	12,0	14,2	14,6	14,1	14,5	11,7	17,0	14,3	14,6	14,2
T20	0,2	17,1	2,1	13,2	16,3	15,7	14,2	13,4	15,6	13,0
AF20	6,4	6,7	5,7	4,9	4,9	8,4	5,1	4,6	3,6	2,5
BF20	15,6	9,9	15,6	13,4	14,1	7,3	7,0	15,8	11,2	12,8
TV20	5,4	10,0	14,7	9,6	10,6	11,0	8,7	6,6	6,6	16,3
TF20	8,9	7,3	17,6	9,3	9,9	17,5	8,0	7,7	8,3	14,3

MELLO, E.B. **Effect of glass-fiber reinforcement on flexural properties of ceromers with three thickness and different polymerization patterns.** 2004. 136f. Tese (Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Especialidade em Dentística) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos, 2004.

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate the influence of glass-fiber reinforcement on indirect composite resins, to confirm the viability of thickness reduction with no damage of flexural strength and elastic modulus. Eighteen groups (n=10) of three restorative materials with different polymerization patterns (Artglass – Heraeus-Heraeus Kulzer; BelleGlass – KerrLab and Targis – Ivoclar Vivadent-Vivadent) and with three thickness (1mm, 1,5mm and 2mm) were constituted and half of them received glass-fiber reinforcement (Vectris, Ivoclar Vivadent and Fibrex, Angelus). Therefore, three experimental groups were constituted with Targis/Fibrex. The specimens (25x2x2mm) were stored in distilled water at 37°C for 24h and then submitted a three-point bend test on universal testing machine (EMIC DL2000). The statistical analysis (One-way ANOVA and post-hoc comparisons, $\alpha = .05$) of the results suggested differences in polymerization patterns among the materials with BelleGlass exhibiting greater flexural strength (FS) and elastic modulus (EM). The strength of Fibrex was slightly greater than Vectris. There were no statistic differences. As for the thicknesses, the 1mm reinforced-composites were similar in strength to the 2mm samples without glass-fiber reinforcement for all materials. It was concluded that the inclusion of glass-fiber allowed greater FS of the tested materials, suggesting the decreasing of the dental wear with no damage to the flexural properties for avaliated indirect composite resins.

KEYWORDS: Composite resins, laboratory, polymerization; glass, fiber-reinforced composite, flexural strength.

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 05 de novembro de 2004


Elson Braga de Mello