

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA INTEGRADA

PRISCILA PAIVA PORTERO

**ANÁLISE *IN VITRO* DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UMA RESINA COMPOSTA
DIRETA E UMA RESINA LABORATORIAL DE SEGUNDA GERAÇÃO
ASSOCIADAS OU NÃO A FIBRAS DE REFORÇO**

**PONTA GROSSA
2006**

PRISCILA PAIVA PORTERO

**ANÁLISE *IN VITRO* DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UMA RESINA COMPOSTA
DIRETA E UMA RESINA LABORATORIAL DE SEGUNDA GERAÇÃO
ASSOCIADAS OU NÃO A FIBRAS DE REFORÇO**

Dissertação apresentada para obtenção do
Título de Mestre na Universidade Estadual de
Ponta Grossa, no curso de Mestrado em
Odontologia – Área de concentração em
Clínica Integrada.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Osnara Maria
Mongruel Gomes

Co-orientador: Prof. Dr. Silvio José Mauro

**PONTA GROSSA
2006**

P849a Portero, Priscila Paiva
Análise *in vitro* da resistência flexural de uma resina composta direta e uma resina laboratorial de segunda geração associadas ou não a fibras de reforço / Priscila Paiva Portero. Ponta Grossa, 2006. 124 f.; il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Ponta Grossa, curso de Mestrado em Odontologia – área de concentração em Clínica Integrada.

Orientadora: Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes

1-Compósitos. 2- Materiais dentários. 3-Resistência.

CDD: 617.675

PRISCILA PAIVA PORTERO

DADOS CURRICULARES

Priscila Paiva Portero

NASCIMENTO

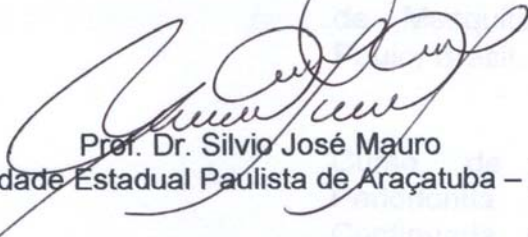
16.08.1979; Birigatã - Brasil

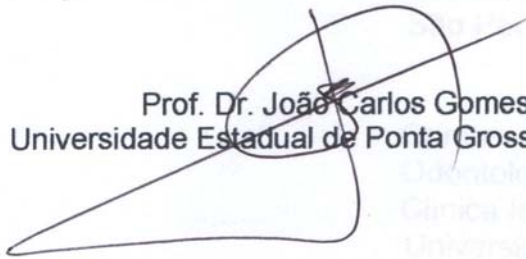
ANÁLISE *IN VITRO* DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UMA RESINA COMPOSTA DIRETA E UMA RESINA LABORATORIAL DE SEGUNDA GERAÇÃO ASSOCIADAS OU NÃO A FIBRAS DE REFORÇO

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 22 de fevereiro de 2006.


Prof.ª Dr.ª Osnara Maria Mongruel Gomes – Orientadora
Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPG


Prof. Dr. Silvio José Mauro
Universidade Estadual Paulista de Araçatuba – UNESP


Prof. Dr. João Carlos Gomes
Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPG

DADOS CURRICULARES

Priscila Paiva Portero

NASCIMENTO	18.08.1979; Birigui – Brasil.
FILIAÇÃO	Célia Paiva Portero Leopoldino Portero Cardoso
1997/2000	Curso de Graduação em Odontologia. Fundação Educacional de Barretos (F.E.B.) São Paulo – Brasil.
2001/2002	Curso de Especialização em Dentística Restauradora. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, São Paulo, Brasil.
2002/2003	Curso de Aperfeiçoamento em Dentística e suas Relações com Pocedimentos Gengivais. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, São Paulo, Brasil.
2003	Curso de Aperfeiçoamento em Periodontia. Núcleo de Educação Continuada em Odontologia, NEC, São Paulo, Brasil.
2004/2006	Curso de Pós-graduação em Odontologia Área de Concentração - Clínica Integrada, Nível Mestrado. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG)

Dedico à **Deus** pelas forças e anjos enviados nos momentos de dificuldade e desespero, nos momentos de cansaço e dúvida e por me proporcionar saúde e vitalidade para vencer todas as provas do caminho, enfim por não me abandonar em nenhum momento. Obrigada Senhor por todos os anjos que colocou em meu caminho com o nome de amigos. “Trabalhe sempre, confiando em Deus, que Ele doar-lhe-á os meios justos e lhe apontará o caminho.” (Emmanuel)

Aos meus pais **Célia** e **Leopoldino** por todo o apoio e abnegação, carinho e compreensão e principalmente por todo amor que sempre demonstraram e pelo exemplo de vida, porque jamais esmoreceram diante de todos os percalços e sempre me encorajaram em todos os instantes. Obrigada pela certeza de que seus braços sempre estarão prontos para me acolherem e saibam do meu profundo orgulho de ter sido fruto do amor de vocês! Amo muito vocês! “Deus fez os pais por não poder estar em todos os lugares ao mesmo tempo!” (Autor desconhecido)

À minha irmã **Camila** pelas críticas, pela serenidade demonstrada e por me fazer ver as coisas de uma outra maneira. Gostaria que soubesse que apesar de todos os desentendimentos eu a amo muito!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À minha querida orientadora, **Prof^a Dr^a Osnara Maria Mongruel Gomes**, por ser a melhor orientadora do mundo, além de excelente mãe, esposa, mulher e profissional. Agradeço a Deus por ter tido a honra de ser sua orientada e a oportunidade de conviver contigo durante todo esse tempo, demonstrando sempre conduta e caráter irrepreensíveis, espero algum dia poder ser pelo menos 10% do que é e representa e saiba que os frutos deixados por ti darão outros e jamais serão esquecidos.....Obrigada por tudo o que tem feito por mim e por todo o conhecimento compartilhado. Saiba que sempre estará em meu coração!

Ao **Prof. Dr. João Carlos Gomes** por ter confiado em mim e me oportunizado a realização de um sonho, pelos conhecimentos transmitidos e por todo o apoio e dedicação que sempre demonstrou.

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Silvio José Mauro**, pela amizade, carinho e confiança e mesmo “longe” sempre se fazer presente! Obrigada por tudo o que fez e faz por mim! Saiba que minha gratidão, respeito e admiração são infintos!

À **Nelson Bergamini** pela ajuda, apoio e principalmente pela amizade que demonstrou nos momentos em que tudo parecia dar errado! Obrigada por tudo!

Ao **Prof. Dr. Jorim das Virgens Filho**, pela realização não somente da análise estatística, como também pelas palavras de amizade e pelos conhecimentos e conselhos transmitidos.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Ponta Grossa, na pessoa de seu reitor **Paulo Roberto Godoy** e vice-reitor **Ítalo Sérgio Grande** pela oportunidade outorgada.

À **CAPES** pela concessão da bolsa de estudos.

À **Profª Drª Elizabete Brasil dos Santos** pela dedicação e disposição demonstradas na realização de todas as nossas pesquisas, além da amizade e carinho que me dedicou.

À Angelus, na pessoa de **Lygia** e **Edson Madi** pela concessão das fibras de vidro utilizadas nesta pesquisa e pela realização dos testes laboratoriais, além do apoio e amizade demonstrados.

À **Paty** por todo o carinho, amizade, por todos os momentos compartilhados e intensamente vividos, por ter sido minha irmã, amiga e meu anjo da guarda, não tenho palavras para expressar o quanto representa pra mim!

À **Morgana das Graças Procz dos Santos** por tudo o que fez por mim, sendo socorro para todas as horas de desespero e aflição e por sempre fazer tudo ao seu alcance para poder ajudar! Tenho certeza de que sem você muitas coisas não teriam sido possíveis.

Ao **Rafa** e seus pais pela amizade e ajuda em quaisquer momentos e por tantas vezes terem me acolhido no seio de sua família, fazendo com que não me sentisse tão só.

Ao **Marino** e seus avós **Anita** e **Godoy** pela amizade, por tantas vezes me socorrer nos momentos difíceis e pelos momentos compartilhados.

À **Juliana, Nando e Leni** por terem me acolhido quando cheguei, e me permitido compartilhar de tantos bons momentos em seu lar! Saiba que moram em meu coração e que nunca os esquecerei!

À **Fer** por tantas vezes ter demonstrado sua amizade e por sempre estar pronta para ajudar. Muito obrigada por sua amizade e alegria!

Às bibliotecárias **Ivani da Silva** pela prestatividade e auxílio na busca de artigos e **Ângela Maria de Oliveira** pela revisão metodológica desta dissertação.

A **Alfredo Adimari Júnior** pelos bons momentos compartilhados, amizade e socorro nas horas de apuro.

À **Profª Drª Nara Hellen Campanha** pela amizade, ensinamentos, dedicação e bons momentos que passamos juntas.

Ao **Daniel** pelo apoio nos momentos difíceis e dedicação e carinho em todos os momentos. Adoro você!

Aos professores do curso de mestrado: **Abraham Lincoln Calixto, Antonio Edgar Krolling, Benjamin de Melo Carvalho, Carlos Roberto Berger, Denise Stadler Wambier, Fabio André dos Santos, Gislaine Czulniak, Gibson Luís Pillati, Joane Augusto Souza Júnior, Leide Mara Schimidt, Ulisses Coelho, Vitoldo Antonio Koslowski Júnior.**

Aos professores do curso de graduação em odontologia, especialmente: **Carlos Antonio Pelissari, Douglas Augusto Roderjan, Edison do Rocio Meister, Vânia Queiroz, Protásio Vargas Neto, Denílson Cavina (em memória) e Annie Buss Becker.**

Aos colegas de mestrado: **Carol, Ricardo, Laufer, Jose David, Sandra, Veri, Márcia e João** por todos os bons momentos que passamos juntos e principalmente pelas horas difíceis em que tentávamos consolar uns aos outros, tenho certeza de que tudo contribuiu para nosso crescimento. Obrigada por fazerem parte de minha jornada!

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Resina Composta Direta-Filtek™ Z-250	85
Figura 2 - Resina Laboratorial de Segunda Geração-CeseaD ST II	85
Figura 3 - Embalagem da fibra FIBREX-coronal	86
Figura 4 - Fibra FIBREX-coronal	86
Figura 5 - Aparelho L.E.Demetron 1	86
Figura 6 - Aparelho Strobolux	86
Figura 7 - Vista superior da matriz metálica bipartida	87
Figura 8 - Esquema das dimensões dos corpos-de-prova	87
Figura 9 - Matriz metálica bipartida acomodada sobre placa de vidro e lâmina de papel celofane	93
Figura 10 - Esquema de colocação dos componentes antes da fotoativação dos corpos-de-prova	93
Figura 11 - Fotoativação do corpo-de-prova com L.E.Demetron 1	94
Figura 12 - Fotoativação dos corpos-de-prova no aparelho Strobolux	94
Figura 13 - Mensuração do corpo-de-prova com paquímetro digital	94
Figura 14 - Máquina de Ensaio Universal Kratos	95
Figura 15 - Dispositivo de base metálica	95
Figura 16 - Esquema do dispositivo para apoio do corpo-de-prova	95
Figura 17 - Haste para aplicação da força	95
Figura 18 - Dispositivos adaptados ao equipamento de ensaio	96
Figura 19 - Corpo-de-prova posicionado	96

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores médios de resistência flexural biaxial (MPa)	98
Tabela 2 -	Estatística Descritiva e Teste “W” de Shapiro-Wilk	99
Tabela 3 -	Análise de Variância Fatorial 2 X 2 X 2	99
Tabela 4 -	Teste de Médias com Interação	100
Tabela 5 -	Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo I.....	121
Tabela 6 -	Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo II.....	121
Tabela 7 -	Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo III	122
Tabela 8 -	Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo IV	122
Tabela 9 -	Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo V	123
Tabela 10 -	Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo VI.....	123
Tabela 11 -	Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo VII	124
Tabela 12 -	Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo VIII	124

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bis-GMA	Bisfenol A glicil metacrilato (Bisphenol glycidyl methacrylate)
Bis-EMA	Bisfenol-polietileno glycol dimetacrilato (Bisphenol-polyethylene glycol dimethacrylate)
CP	Corpo-de-prova
cm	Centímetro
cm/min	Centímetro por minuto
DGEBA-DDM	Diglicidil éter do bisfenol-A /diaminodifenilmetano
dp	Desvio padrão
FC	Com fibra
FRC	Compósito reforçado por fibra
g	Gramas
GPa	Gigapascal
ISO	Organização Internacional para Padronização (International Organization for Standardization)
Kg	Quilograma
Kg/cm ²	Quilograma por centímetro quadrado
Kgf	Quilograma força
LED	Luz Emitida por diodo
min	Minuto
mm	Milímetros
mm/min	Milímetro por minuto
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
MMA	Metilmetacrilato
MOD	Mésio-Ocluso-Distal
MPa	Megapascal
mW/cm ²	miliWatts por centímetro quadrado
N	Newton
n°	Número
nm	Nanômetros
N/s	Newton por segundo
<i>P</i>	Significância
PMMA	Polimetacrilato de metila
PPF	Prótese parcial fixa
SF	Sem fibra
TEGMA	Trietileneglicol dimetacrilato
UDMA	Uretano dimetacrilato
UTMA	Uretano tetrametacrilato
W	Watts
µm	Micrômetro

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	Grau Celsius
%	Porcentagem
&	e
X	Aumento da lente óptica
®	Registrado
™	Marca registrada
ST	Marca registrada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	23
3	PROPOSIÇÃO	81
4	MATERIAL E MÉTODOS	82
4.1	MATERIAIS UTILIZADOS	82
4.1.1	Resina composta Filtek™ Z-250 (3M/ESPE)	82
4.1.2	Resina Laboratorial de Segunda Geração CeseaD ST II (Kuraray®)	82
4.1.3	Fibra de vidro FIBREX- coronal (Angelus®)	83
4.2	APARELHOS FOTOATIVADORES	84
4.2.1	Aparelho à base de LEDs – L.E.Demetron 1 (Demetron/Kerr Corporation).....	84
4.2.2	Aparelho de luz Xenon Estroboscópica – Strobolux (EDG).....	84
4.3	GRUPOS DE ESTUDO.....	87
4.4	CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA	87
4.5	TRATAMENTO EXPERIMENTAL	94
4.6	PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO	97
5	RESULTADOS E ESTATÍSTICA	98
5.1	ENSAIO DE RESISTÊNCIA FLEXURAL BIAXIAL	98
5.2	INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS	99
6	DISCUSSÃO	101
7	CONCLUSÕES	110
	REFERÊNCIAS	111
	APÊNDICE - Resultados originais e valores da resistência flexural (MPa) dos grupos estudados	120

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a resistência flexural da resina composta direta (Filtek™ Z-250 – 3M/ESPE) e da resina laboratorial de segunda geração (CeseaDST II – Kuraray) associadas ou não a fibras de vidro (Fibrex-coronal – Angelus), variando a fonte de luz fotoativadora (L.E.Demetron 1 – Kerr e Strobolux – EDG). Foram confeccionados 56 corpos-de-prova (CP) em uma matriz metálica bipartida com as dimensões de 13,0 mm de diâmetro X 2,4 mm de espessura divididos em 8 grupos (n=7) de estudo: GI - Resina Filtek™ Z-250/ Sem fibras/ LED; GII – Resina Filtek™ Z-250/ Sem fibras/ Strobolux; GIII - Resina Filtek™ Z-250/ Fibrex-coronal/ LED; GIV - Resina Filtek™ Z-250/ Fibrex-coronal/ Strobolux; GV – Resina CeseaDST II/ Sem fibras/ LED; GVI - Resina CeseaDST II/ Sem fibras/ Strobolux; GVII - Resina CeseaDST II/ Fibrex-coronal/ LED; GVIII - Resina CeseaDST II/ Fibrex-coronal/ Strobolux. Os CP foram submetidos ao teste de resistência flexural biaxial no equipamento Kratos com velocidade de $1 \pm 0,5$ mm/min e célula de carga de 500 Kgf. Os valores de resistência flexural foram submetidos ao teste de Tukey ($P=0,01$). A média dos resultados em MPa foram: GI – $187,91 \pm 32,78$; GII – $196,76 \pm 31,15$; GIII – $208,27 \pm 18,79$; GIV – $218,02 \pm 15,76$; GV – $101,72 \pm 11,25$; GVI – $103,05 \pm 9,56$; GVII – $164,76 \pm 12,54$ e GVIII – $176,75 \pm 47,03$. Concluiu-se que: os compósitos avaliados apresentaram diferentes comportamentos *in vitro*; o compósito direto Filtek™ Z-250 apresentou maiores valores de resistência flexural em todos os grupos estudados; o tipo de fonte de luz não interferiu na resistência flexural dos compósitos avaliados; o reforço com fibras aumentou a resistência flexural de ambos os compósitos avaliados, sendo que apenas para o compósito indireto CeseaDST II esse aumento foi significativo.

Palavras-chave: Compósitos. Materiais dentários. Resistência.

ABSTRACT

The present study aims to evaluate *in vitro* the flexural strength of the direct composite resin (Filtek™ Z-250 – 3M/ESPE) and of the second generation laboratory resin (CeseaDST II – Kuraray) either associated or not to glass fibers (Fibrex-coronal – Angelus), varying the source of photoactivating (L.E. Demetron 1 – Kerr e Strobolux – EDG). Fifty-six samples were made inside a biparted metallic matrix, 13.0 mm in diameter X 2.4 mm thick, divided into 8 study groups (n=7): GI – Resin Filtek™ Z-250/ Fibreless/ LED; GII – Resin Filtek™ Z-250/ Fibreless/ Strobolux; GIII - Resin Filtek™ Z-250/ Fibreless-coronal/ LED; GIV - Resin Filtek™ Z-250/ Fibreless-coronal/ Strobolux; GV – Resin CeseaDST II/ Fibreless / LED; GVI - Resin CeseaDST II/ Fibreless / Strobolux; GVII - Resin CeseaDST II/ Fibreless-coronal/ LED; GVIII - Resin CeseaDST II/ Fibreless-coronal/ Strobolux. The samples were under the test of biaxial flexural strength in the Kratos equipment, with speed of 1 ± 0.5 mm/min and load cell of 500 Kgf. The flexural strength values were submitted to the Tukey test ($P=0,01$). The rate of the results in MPa were: GI – 187.91 ± 32.78 ; GII – 196.76 ± 31.15 ; GIII – 208.27 ± 18.79 ; GIV – 218.02 ± 15.76 ; GV – 101.72 ± 11.25 ; GVI – 103.05 ± 9.56 ; GVII – 164.76 ± 12.54 e GVIII – 176.75 ± 47.03 . The conclusion is that the analyzed composites showed different behaviors *in vitro*; the direct composite Filtek™ Z-250 showed higher values of flexural strength in all the studied groups; the type of light source did not interfere in the flexural strength of the evaluated composites; reinforcement with fibers increased the flexural strength both evaluated composites, however only for the indirect composite CeseaDST II that increase was significant.

Key-words: Composites resin. Dental materials. Strength.

1 INTRODUÇÃO

Uma das grandes preocupações da Odontologia, desde seu início foi a de encontrar um material restaurador que além de restabelecer a função do remanescente dentário, apresentasse adequada resistência à abrasão, boa adaptação marginal, biocompatibilidade e que reproduzisse a cor natural dos dentes (BARATIERI et al., 2000).

Os sistemas restauradores estéticos podem ser divididos basicamente em dois grandes grupos: o de inserção direta, representado pelas resinas compostas de uso clínico, e os de inserção indireta, tendo como exemplos as resinas compostas de laboratório e as cerâmicas (SILVA e SOUZA Jr., 2001).

As resinas compostas surgiram no início dos anos 60, como resultado de inúmeras tentativas de se obter um material restaurador estético que fosse superior aos materiais até então existentes, como as resinas acrílicas restauradoras e o cimento de silicato (SILVA e SOUZA Jr.; CARVALHO; MONDELLI et al., 2000).

Com o passar do tempo, no entanto, tornou-se necessária a obtenção de materiais com propriedades mecânicas e estéticas melhoradas. Surgiram assim, no princípio dos anos 80, as Resinas Laboratoriais de Primeira Geração que eram constituídas de micropartículas (0,04 μm), apresentavam resistência flexural média de 60 a 80 MPa, módulo de elasticidade entre 2000 a 3500 MPa e a porcentagem de resina por volume era maior que 50%, possuíam as seguintes vantagens: resultado estético imediato, facilidade de fabricação nos procedimentos laboratoriais, redução da tensão de contração do material e baixa abrasividade (TOUATI, 1996).

Falhas clínicas das Resinas Laboratoriais de Primeira Geração como por exemplo: resistência inadequada do material para suportar tensões oclusais extensas e forças flexurais; fraturas das cristas marginais, cúspides e das áreas de istmo; desgaste oclusal e instabilidade de cor; e as limitações dos materiais cerâmicos como desgaste da dentição antagonista e friabilidade principalmente durante as etapas de prova e cimentação incentivaram o desenvolvimento de novos materiais estéticos para técnica indireta. A evolução ocorreu principalmente em três áreas: estrutura e composição, fotoativação, e o reforço com fibras (MIARA, 1998).

Na metade da década de 90, os sistemas de Resina Laboratorial de Segunda Geração foram introduzidos com propriedades mecânicas significativamente melhoradas. Enquanto, os sistemas de Resinas Laboratoriais de Primeira Geração eram compostos primariamente de material resinoso, os sistemas de Segunda Geração são compostos de partículas minerais (cerâmicas) que contribuem para aumentar as propriedades físicas das restaurações. A taxa de partículas inorgânicas por volume é mais relevante, com aproximadamente 60 a 70% em volume. Apresentam resistência flexural entre 120 e 160 MPa e módulo de elasticidade entre 8500 e 12000 MPa (TOUATI, 1996). A composição da matriz resinosa está baseada em Bis-GMA e outros monômeros de metacrilato, que favorecem a manipulação do produto, como TEGMA e o UDMA, onde as partículas de carga são incorporadas, tal qual uma resina composta fotoativada (BASSI, 1999). Além da incorporação de moléculas biofuncionais convencionais há a incorporação nas Resinas Laboratoriais de Segunda Geração de novas matrizes poliméricas e monômeros multifuncionais, que apresentam de quatro a seis sítios para ligação durante a polimerização (LEINFELDER, 1997). A presença dos monômeros multifuncionais possibilita a formação de ligações cruzadas entre as cadeias

poliméricas, e o produto final polimerizado consiste numa estrutura macromolecular complexa e irreversível, vista como uma rede tri-dimensional, de densidade superficial elevada e propriedades mecânicas próximas às do dente natural (GOMES et al., 2004).

As Resinas Laboratoriais de Segunda Geração apresentam melhora significativa das propriedades mecânicas, como a resistência ao desgaste intra-oral, menor tensão de contração de polimerização quando comparadas às resinas compostas de uso direto e demonstram resiliência suficiente para absorver a tensão intra-oral quando combinados com infra-estruturas reforçadas por fibras. Enquanto, as pesquisas por materiais restauradores ideais continuam, os compósitos reforçados por fibras (FRC) representam uma alternativa promissora para a tecnologia restauradora convencional (metalocerâmicas) (KOCZARSKI, 1998).

As primeiras tentativas do uso de reforço de fibras na odontologia começaram nos anos 60 e 70, quando pesquisadores reforçaram dentaduras de polimetilmetacrilato com fibras de vidro e de carbono. Nos anos 80, tentativas similares foram repetidas, e esforços iniciais foram feitos para fabricar infraestruturas de próteses reforçadas por fibras, próteses parciais fixas, retentores ortodônticos, e esplintagens. (FREILICH et al., 2000).

A tecnologia das Resinas Laboratoriais de Segunda Geração reforçadas por fibras tem sido recomendada para uma variedade de situações, incluindo *inlays*, *onlays*, coroas, próteses parciais fixas (KOCZARSKI, 1998).

As próteses reforçadas por fibras são uma excelente modalidade de substituição de dentes, trazendo benefícios para os pacientes que resultam da aparência estética natural da prótese sem metal e uma natureza adesiva inerente aos materiais poliméricos (FREILICH et al., 2001).

Têm sido sugeridos vários tipos de fibras como estrutura de reforço, tais como: carbono, kevlar, aramida, nylon, polietileno e vidro, sendo estas duas últimas as mais utilizadas, pois possuem translucidez mais parecida com a do dente natural (HIRATA et al., 2003).

As fibras de vidro são compostas basicamente de sílica, alumínio e óxido de magnésio, apresentam excelente transparência. São pré-impregnadas com resina pelo fabricante e indicadas para confecção de estrutura de próteses parciais fixas de até três elementos (ANDRADE; PORTO NETO; SAAD, 2002).

A escolha de fibras de vidro uni ou multidirecionais de compósitos reforçados por fibras depende da exigência da situação clínica. Testes laboratoriais têm demonstrado que os Compósitos reforçados por fibras (FRCs) unidirecionais exibem uma maior resistência transversa e rigidez do que as multidirecionais. (HIRATA et al., 2003) As fibras multidirecionais aumentam a resistência à fratura coronária e previnem falhas na região de término, sendo indicadas como subestruturas de coroas e retentores (GOMES et al., 2004).

Os FRCs, segundo Freilich et al. (2000), têm excelentes propriedades mecânicas. O uso de suporte de fibras, sob restaurações de resina composta, reduz os riscos de deformação permanente e fratura, além de ser mais fácil a adesão dessas fibras com o compósito. Utilizando este tipo de estrutura, pode-se estender as indicações das resinas de laboratório para casos de próteses parciais fixas de pequenas dimensões, ou mesmo nos casos de coroas e restaurações parciais com envolvimento de cúspides, onde há a necessidade de maior resistência mecânica.

A possibilidade de realizar restaurações de preparos totais sem infra-estrutura metálica com as resinas de laboratório e as cerâmicas é, sem dúvida,

uma grande vantagem do ponto de vista estético, comparadas às restaurações metalocerâmicas. Dissimular a presença de metal é uma das tarefas mais difíceis para o técnico de laboratório e para o clínico, pois modifica completamente a maneira como a luz que incide sobre a restauração seja direcionada (SILVA e SOUZA Jr., 2001).

Para polimerização das resinas laboratoriais existem quatro diferentes protocolos, classificando os sistemas de resinas para uso indireto em: fotoativados, fotoativados e com polimerização complementar por luz e calor, fotoativados e com polimerização complementar por calor e, fotoativados e com polimerização complementar por calor sob pressão. Os sistemas fotoativados utilizam lâmpada halógena ou xenon estroboscópica como agente de polimerização. Há unidades fotoativadoras específicas para determinadas marcas comerciais com o objetivo de alcançar um maior nível de conversão de monômeros em polímeros (GARONE NETTO; BURGER, 1998).

Além do sistema convencional de lâmpada halógena foram introduzidos recentemente aparelhos de fotoativação à base de Luz Emitida por Diodos (LEDs) azuis, os quais representam uma nova opção para fotoativação de materiais resinosos, sendo compostos por um semicondutor de Índio-Gálio-Nitrogênio (In-Ga-N), que apresenta um modo de emissão diferente de outros dispositivos. São compostos por várias camadas de semicondutores, que emitem luz quando uma tensão é aplicada entre as mesmas. Estes aparelhos trabalham com um comprimento de onda mais específico, para a excitação da canforoquinona, ou seja, 470 nm com uma banda de 15 nm de cada lado, resultando uma saída efetiva entre 455-485 nm, quando comparados aos aparelhos que utilizam fonte de lâmpada

halógena. Esta pureza espectral permite um aproveitamento total da luz emitida (FRANCO; LOPES, 2003; MEDEIROS, 2001).

Os aparelhos à base de LEDs polimerizam as resinas compostas com propriedades comparáveis em qualidade com aquelas obtidas com os aparelhos de lâmpada halógena (ASMUSSEN; PEUTZFELDT, 2002).

Os compósitos reforçados por fibras de vidro por serem materiais relativamente recentes na Odontologia, requerem estudos e pesquisas para verificar se existe realmente a necessidade do uso de fibras como subestrutura de coroas unitárias, ou se somente as Resinas Compostas Laboratoriais de Segunda Geração, ou até mesmo as Resinas Compostas Diretas seriam suficientes para suportar as forças mastigatórias, em detrimento de sua associação à fibras de reforço, e polimerização por equipamentos específicos, aumentando as etapas laboratoriais e o custo para os pacientes.

O presente estudo objetiva avaliar por meio do teste de flexão biaxial, a resistência flexural de uma Resina Composta Direta e uma Resina Laboratorial de Segunda Geração, associadas ou não a fibras de reforço.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Ban e Anusavice (1990) mensuraram a tensão de fratura de 4 materiais odontológicos friáveis: cimento de fosfato de zinco, porcelana de corpo, porcelana opaca e resina composta fotoativada por meio dos testes de resistência flexural biaxial, teste de resistência flexural de 4 pontos e teste de tensão diametral. Os valores dos testes de flexão de 4 pontos para o cimento de fosfato de zinco e para porcelana opaca foram significativamente mais baixos quando comparados ao teste flexural biaxial, enquanto que para a porcelana de corpo e para o compósito os valores dos dois testes não foram diferentes estatisticamente. O teste de tensão diametral para todos os materiais foi significativamente mais baixo que o teste flexural biaxial. Os resultados demonstraram que a resistência do cimento de fosfato de zinco não depende apenas da geometria dos corpos-de-prova, mas também das condições de confecção.

Buscando examinar o uso da resina epóxica associada às fibras de carbono para coroas individuais e próteses parciais fixas, Malquarti; Berruet e Bois (1990) construíram três tipos de próteses para este estudo: 1) coroas individuais, para se determinar o desgaste, compressão, e qualidade estética do material; 2) próteses parciais fixas (PPFs), para determinar se a resistência flexural dos materiais estariam adequadas; e 3) barras de esplintagem, para avaliar o material em duas fases do tratamento: a fase pré-operatória da barra de esplintagem, que assegura que os dentes sejam mantidos na posição antes da cirurgia e durante a fase motivacional do ensino de higiene, e a fase pós-operatória da barra de esplintagem, que assegura que os dentes sejam mantidos em posição em uma cicatrização desigual. Este estudo teve três anos de duração e envolveu: 1) doze

coroas unitárias; 2) três PPFs (com dois dentes pilares, duas localizadas na maxila e uma na mandíbula); 3) três barras de esplintagem. Apenas uma coroa foi removida das doze usadas, para monitorar a evolução dos dentes adjacentes. As onze coroas restantes e as três PPFs foram monitoradas por três anos. O material usado para construir a infra-estrutura (base da prótese) consistiu de resina tipo poliepoxi DGEBA-DDM e fibras de carbono. Após a confecção, tanto as coroas, como as PPFs e as barras de esplintagens foram cimentadas com resina composta autopolimerizável ou auto e fotopolimerizável de maneira idêntica à resina composta para coroas estéticas sem pré-tratamento. O comportamento clínico deste material de resina associada a fibras foi avaliada em relação aos tecidos vizinhos após três anos e não houve nenhuma irritação gengival à ele atribuída. A fase clínica confirmou a capacidade biofuncional de materiais de resina epóxica associadas a fibras de carbono e sua biocompatibilidade gengival. Observaram também que as qualidades estéticas da superfície do material permaneceram inalteradas e um pequeno manchamento a longo prazo ocorreu na superfície da resina composta. Os autores concluíram que este tipo de resina epóxica associadas a fibras de carbono não substituem em grande escala os materiais nobres ou porcelanas e que a escolha atual está entre compósitos de resina epóxica associadas à fibras de carbono e ligas não-preciosas para coroas individuais, PPFs de pequena extensão e próteses provisórias.

Larson (1991) comparou o módulo de elasticidade de três resinas para coroas de prótese parcial fixa e coroas provisórias após armazenamento em água. Uma matriz metálica de aço inoxidável foi usada para confeccionar os corpos-de-prova medindo 65 mm X 10 mm X 3 mm. Dezoito corpos-de-prova para cada resina foram reforçados com fibras de carbono e 18 corpos-de-prova para cada

resina não continham fibras. As resinas utilizadas foram: Trim, Jet Temporary Crown and Bridge Resin e Splintline Tooth Shaded Acrylic. Seis corpos-de-prova de cada resina, com e sem fibras, foram testados após 6 horas, depois de 30 dias, e depois de 60 dias de armazenamento em água. Em seguida, foram submetidos à máquina de teste universal Instron, utilizando o teste de três pontos, e receberam uma célula de carga de 50 Kg a uma velocidade de 0,5 cm/min para testar o módulo de elasticidade. Como resultado foi encontrado que a resina acrílica Jet com fibras de carbono exibiu uma média significativamente mais alta de módulo de elasticidade que as outras resinas, e a resina Trim sem fibras de carbono mostrou ter uma média significativamente mais baixa de módulo de elasticidade que as outras resinas. Os valores médios do módulo de elasticidade das resinas foram todos estatisticamente diferentes, exceto para a resina Trim com fibras de carbono, que foram estatisticamente similares. Os autores concluíram que: 1) o módulo de elasticidade das resinas Trim, Jet e Splintline, com e sem o reforço de fibras de carbono, foram todos significativamente diferentes, sendo: Jet < Splintline < Trim; 2) a incorporação das fibras de carbono aumentou significativamente o módulo de elasticidade das três resinas testadas; 3) o armazenamento em água por maior tempo não teve efeito significativo no módulo de elasticidade das 3 resinas testadas.

O efeito do tratamento com plasma das fibras de polietileno sobre a resistência à fratura do polimetilmetarilato foi estudado por Ramos Júnior et al. (1996). Confeccionaram 16 barras com tratamento de plasma e 16 barras sem tratamento com plasma que foram submetidas ao teste de 3 pontos. Os resultados mostraram uma média de resistência à fratura de 12,56 MPa para as barras tratadas com plasma e 9,81 MPa para as barras não tratadas e além disso, as barras com

tratamento de plasma também demonstraram maior resistência à propagação de trincas.

Touati (1996) realizou um estudo com o propósito de identificar as características a serem consideradas quando se avalia os materiais disponíveis atualmente para restaurações posteriores indiretas. Apresentou as vantagens das resinas laboratoriais de segunda geração, estabelecendo um paralelo com as restaurações em cerâmica. Cita que as resinas laboratoriais de segunda geração apresentam vantagens, como resistência ao desgaste, resiliência suficiente para suportar distorções resultantes dos micromovimentos dos tecidos duros, mas ainda requerem experiências clínicas de longa duração para comprovação de suas propriedades.

Leinfelder (1997) discutiu os sistemas de resinas compostas indiretas, exibindo melhoramentos substanciais na resistência ao desgaste e desempenho clínico, realizou também abordagens sobre sistemas inovadores de cerômeros. Concluiu que resultados clínicos e pesquisas *in vitro* sugerem que estes sistemas representam um passo importante, porém, são necessárias mais pesquisas para assegurar que os cerômeros poderão substituir as porcelanas.

Matsumura et al. (1997) avaliaram a dureza Knoop e o módulo flexural de um compósito de revestimento polimerizado com uma unidade de lâmpada halógena, usando como controle uma unidade com fonte de luz xenon estroboscópica. Os corpos-de-prova polimerizados com unidade de lâmpada halógena exibiu maiores valores de dureza Knoop e de módulo flexural quando comparado com aqueles polimerizados com unidade de lâmpada xenon estroboscópica. Concluíram que a lâmpada halógena é efetiva na polimerização de

compósitos dentro de um curto período de tempo e apresenta um melhor grau de conversão.

Procurando apresentar as propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas laboratoriais de Segunda Geração para restaurações indiretas Touati e Aidam (1997) compararam-nas com as resinas compostas laboratoriais de Primeira Geração, e relataram suas aplicabilidades clínicas. Revisaram, para tanto, a literatura de 1980 até 1997, concluindo que, embora as resinas compostas laboratoriais de Primeira Geração tivessem uma alta taxa de falhas, elas permitiram a possibilidade do uso de resinas compostas indiretas na boca (*inlays*, *onlays* e laminados) e próteses de resina/metál (ex: próteses implanto-suportadas, restaurações em pacientes com parafunção, tal como o bruxismo) e que o advento das resinas laboratoriais de Segunda Geração supriram muitas das falhas apresentadas pela geração anterior das resinas, produzindo boa estética, biocompatibilidade, preservação de tecido e resistência flexural alcançando entre 120 a 150 MPa.

Com o propósito de avaliar a resistência flexural, módulo de elasticidade e resistência à fratura de uma resina sem adição de carga (contendo 60% de Bis-GMA e 40% de TEGMA) e 4 resinas compostas especialmente confeccionadas (75 SR, 75 SR10, 79 SR, 79 SR10), assim como comparar os valores obtidos por meio do teste de três pontos com os obtidos por meio do teste de quatro pontos, Zhao; Botsis e Drummond (1997) confeccionaram corpos-de-prova em forma de barra de 2 mm X 4 mm X 70 mm para testar a resistência flexural e, corpos-de-prova em forma de discos de 25 mm de diâmetro e 2 mm de espessura para testar a compressão diametral. A resistência à fratura foi analisada usando a estatística de Weibull. Os resultados mostraram que a adição de carga aumentou

significativamente o módulo flexural e um aumento significante (30 a 50%) na resistência à fratura da resina. Diferentes valores no módulo de Weibull indicaram que os resultados obtidos no teste de quatro pontos não estavam relacionados com o teste de três pontos.

Anusavice (1998) enfoca as propriedades mecânicas dos materiais dentários. Segundo ele as propriedades mecânicas são definidas pelas leis da mecânica, isto é, a ciência física que lida com a energia e forças e seus efeitos nos corpos. Concluindo que o conhecimento das relações entre as propriedades dos materiais restauradores conhecidos por exibir uma performance de sobrevivência a longo prazo é reforçado pela experiência clínica e que assim como é verdade no campo da engenharia, a profissão odontológica está também ciente de que o melhor teste de um material restaurador é o teste do tempo.

Um artigo descrevendo um compósito reforçado por fibras de vidro usado na fabricação de prótese parcial fixa de 3 unidades foi escrito por Freilich et al. (1998). Esta prótese parcial fixa consistia de uma resina particulada externa combinada com uma infra-estrutura de compósito reforçado por fibra internamente aderida aos pânticos que requerem uma restauração com cobertura parcial ou total. Descrevem também a fabricação com uma variedade de matrizes e fibras longas dos materiais que levaram ao desenvolvimento de formulações de compósitos reforçados por fibras aplicáveis clinicamente. A resina de Bis-GMA reforçada por fibras polimerizadas pela luz e pelo calor demonstrou boas características físicas e de manipulação; este material contém uma matriz de alta viscosidade que mantém as fibras dentro da resina permanecendo na posição após a colocação. Descrições de procedimentos clínicos e laboratoriais requeridos para a fabricação e uso das próteses fixas de compósitos reforçados são incluídas neste estudo. Relataram que

estudos clínicos são necessários para determinar o valor e eficácia das próteses de compósitos reforçados por fibras para a substituição de dentes por um longo período.

Koczarski (1998) revisou as propriedades dos materiais e características estéticas inerentes aos cerômeros, como também as técnicas adesivas e preparos apropriados para restaurações tipo *inlay / onlay*. Relatou um caso clínico onde substitui restaurações de amálgama deficientes por cerômeros reforçados por fibras (Sistema Targis/Vectris, Ivoclar). Concluiu-se que embora mais avaliações clínicas e estudos longitudinais sejam necessários para determinar o sucesso a longo prazo de materiais restauradores de cerômeros reforçados por fibras, o sistema Targis/Vectris mostrou ser um material restaurador apropriado, disponível para os clínicos atualmente.

Com o objetivo de discutir a utilização de materiais à base de polímeros otimizados por cerâmica e materiais compósitos reforçados por fibras, assim como os procedimentos clínicos e laboratoriais para fabricação, preparo e cimentação de coroas e próteses adesivas Krejci et al. (1998) utilizaram o sistema Targis/Vectris – (Ivoclar), apresentando os resultados iniciais de próteses e coroas livres de metal fabricados com este sistema. Os autores concluíram que, embora as técnicas restauradoras apresentadas para restaurações adesivas de *inlays*, *onlays*, coroas de cobertura total ou parcial e próteses tenham um desenvolvimento recente, os preparos e guia de fabricação para restaurações em dentes unitários estão bem estabelecidos e de acordo com investigações clínicas anteriores, existem razões para se esperar altos índices de sucesso sob condições de rotina.

Meiers et al. (1998) descreveram o desenvolvimento, propriedades físicas, e aplicações clínicas de compósitos reforçados por fibras. Afirmaram que o

desenvolvimento da tecnologia de compósitos reforçados por fibras abriu caminhos para a substituição de dentes de maneira direta e esplintagens que são simples no desenho e na execução e tem um potencial para uma durabilidade excelente.

Com o objetivo de elucidar as propriedades específicas das resinas laboratoriais de segunda geração, Miara (1998) realizou uma explicação detalhada sobre a fabricação, preparo e protocolo de cimentação, para demonstrar a aplicação clínica destes materiais para restaurações *inlay* e *onlay*. A autora concluiu que embora as resinas laboratoriais de segunda geração são apropriadas para uso nestas técnicas, mais estudos clínicos são necessários para determinar seu desempenho a longo prazo.

Tanque; Matsumura e Atsuta (1998a) avaliaram a profundidade de polimerização de 1 compósito indicado para revestimento de próteses (Dentacolor^R) polimerizados por meio de diferentes unidades fotoativadoras: halógena/fluorescente, xenon estroboscópica, metal halóide, fluorescente, halógena e mercúrio. Os compósitos foram irradiados durante 20, 30, 60 ou 90 segundos. A profundidade de polimerização foi determinada de acordo com as normas da ISO 4049. Concluíram que: 1) das unidades polimerizadoras a unidade de metal halóide exibiu os maiores valores de profundidade de polimerização e 2) para todas as unidades polimerizadoras, maiores tempos de exposição aumentaram a profundidade de polimerização.

Com o propósito de avaliar o desempenho de combinações de compósito/unidade fotoativadora, Tanque; Matsumura e Atsuta (1998b) examinaram a profundidade de polimerização de 4 compósitos de revestimento com 2 diferentes unidades fotoativadoras de alta potência. Utilizaram 2 compósitos de micropartícula (Dentacolor^R e Thermoresin LC II^R) e 2 compósitos híbridos indicados para

confeção de próteses (CeseaDST II e Solidex). Os compósitos foram polimerizados usando 2 unidades fotoativadoras, um com lâmpada xenon estroboscópica (Dentacolor XS^R) e outro com lâmpada halógena (Hyper LII^R) por períodos que variavam entre 20 e 90 segundos. A profundidade de polimerização foi determinada de acordo com as normas da ISO 4049. Concluíram que: 1) o compósito Dentacolor apresentou maior profundidade de polimerização após 90 segundos de irradiação com o aparelho de lâmpada halógena Hyper LII; 2) o aparelho de lâmpada halógena exibiu maior profundidade de polimerização que o aparelho de lâmpada xenon estroboscópica e 3) maiores tempos de exposição aumentaram a profundidade de polimerização para todas as combinações.

Com o propósito de avaliar o desempenho de polimerização da combinação de materiais compósitos e unidades polimerizadoras Tanque, Matsumura e Atsuta (1998c) examinaram as propriedades de 4 compósitos de revestimento polimerizados com 2 diferentes unidades fotoativadoras. Selecionaram para o estudo 2 compósitos de micropartícula (Dentacolor e Thermoresin LC II) e 2 compósitos híbridos indicados para restaurações protéticas (CeseaDST II e Solidex). As respectivas fontes de luz das unidades foram a xenon estroboscópica (Dentacolor XS) e uma lâmpada de metal halóide (Hyper L II). Os materiais foram expostos às unidades fotoativadoras por 60 segundos nas superfícies superior e inferior dos corpos-de-prova. A dureza Knoop, resistência à compressão, resistência flexural, módulo flexural, absorção de água e solubilidade em água foram determinados de acordo com os métodos de teste padronizados pela ISO. Os resultados mostraram que: 1) os corpos-de-prova expostos à unidade de lâmpada de metal halóide exibiram maiores valores de dureza Knoop e resistência compressiva e mais baixa solubilidade que aqueles expostos à unidade de luz xenon

estroboscópica; 2) o material microparticulado Thermoresin LC II polimerizado com a unidade de luz de metal halóide exibiu resultados significativamente melhorados para todos os testes quando comparado com o mesmo material polimerizado com unidade de luz xenon estroboscópica.

Matsumura; Tanque e Atsuta (1999) examinaram a profundidade de polimerização de dois materiais compósitos utilizados para confecção de próteses (Artglass e Dentacolor) polimerizados por quatro unidades fotoativadoras (Dentacolor XS, UniXS, Translux CL, Translux EC) com o propósito de comparar o desempenho de polimerização de unidades polimerizadoras utilizadas em laboratório ou de mão. Cada um dos oito compósitos foi exposto a uma das duas unidades fotoativadoras de laboratório (Dentacolor XS e UniXS) ou com uma das duas unidades fotoativadoras de mão (Translux CL e Translux EC). Os períodos de exposição foram 20, 30, 60 e 90 segundos. Os autores verificaram de acordo com os resultados que: 1) as duas unidades de mão obtiveram uma profundidade de polimerização significativamente maior para ambos os materiais quando comparadas às duas unidades laboratoriais; 2) das duas unidades laboratoriais, o Dentacolor XS produziu uma maior profundidade de polimerização para todas as combinações do que o UniXS, enquanto que as diferenças na profundidade de polimerização dos dois compósitos expostos às duas unidades de mão não foram significantes quando o período de exposição foi de 40 segundos ou mais; 3) o compósito Dentacolor demonstrou maior profundidade de polimerização do que o compósito Artglass sob condições de polimerização idênticas.

A profundidade de polimerização de oito materiais compósitos (Artglass, Axis, CeseaDST II, Dentacolor, Estenia, Infis, Prywood color, Solidex) utilizados para confecção de próteses polimerizados por seis unidades

fotoativadoras (UniXS, Labolight LV-II, Alpha-Light II, Dentacolor XS, Hyper LII, Solidilite) foi examinada por Tanque; Matsumura e Atsuta (1999). Cada compósito foi exposto à unidade fotoativadora recomendada pelo fabricante. As unidades de fonte de luz foram: halógena/fluorescente, xenon estroboscópica, metal halóide, fluorescente e lâmpadas halógenas; os períodos de exposição foram 20, 30, 60 e 90 segundos. A profundidade de polimerização dos materiais foi determinada de acordo com o método descrito pela ISO 4049. Os resultados demonstraram que: 1) entre as oito combinações, o material compósito híbrido Prywood color polimerizado com a unidade de polimerização de metal halóide Hyper LII exibiu a maior profundidade de polimerização depois de 90 segundos de exposição; 2) para todas as combinações, o maior período de exposição (90 segundos) aumentou a profundidade de polimerização.

Kanie et al. (2000) determinaram o efeito do reforço de fibras de vidro na deflecção, resistência flexural, módulo flexural e resistência ao impacto de polímeros acrílicos para base de dentadura. Utilizaram 3 fibras de vidro silanizadas ou não silanizadas: YCTM13075, TEM2115 e YEH1836, que foram codificadas respectivamente como: N, D e S. Os corpos-de-prova foram confeccionados com uma resina para base de dentadura acrílica termopolimerizável contendo no interior de sua massa fibras de vidro. Foram confeccionados em 4 diferentes espessuras (1, 2, 3 e 4 mm) e com 5 diferentes tipos de vidro (C-, U-, L-, W- e T) incorporado as fibras de vidro. O teste de três pontos e o teste de impacto foram empregados para determinar as propriedades flexurais e de resistência ao impacto. Os resultados mostraram que para os corpos-de-prova que continham fibras de vidro não silanizadas, a resistência flexural naqueles que possuíam de 1 e 2 mm de espessura e a resistência ao impacto nos corpos-de-prova de 2 mm de espessura era mais alta

que dos corpos-de-prova sem fibras de vidro. A resistência flexural e deflexão dos corpos-de-prova com fibras de reforço silanizadas de 1 mm de espessura foram significativamente mais altas que dos corpos-de-prova sem reforço. A resistência ao impacto dos corpos-de-prova reforçados com fibras de vidro silanizados de 2 mm de espessura foi significativamente mais alta que dos corpos-de-prova sem reforço. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas na resistência flexural e resistência ao impacto quando os espécimes de 4 mm de espessura foram reforçados com 2 ou 3 fibras de vidro não-silanizadas. Os autores concluíram que o reforço com fibras de vidro foi efetivo nos espécimes mais estreitos, mas o efeito do reforço aumentou com o aumento do número de fibras de vidro no caso de corpos-de-prova mais espessos.

Procurando avaliar o efeito do preparo axial dos dentes, a dimensão oclusal e a técnica de cimentação na resistência à fratura para coroas de Artglass livres de metal para dentes posteriores, Rammelsberg et al. (2000) utilizaram setenta e dois terceiros molares humanos, que foram escolhidos para compor os grupos experimentais pelos seus tamanhos e receberam preparos padrões, os quais foram moldados e serviram como matriz para a confecção das coroas de Artglass. Os preparos axiais dos dentes incluíram um acesso invasivo com 1 mm de profundidade de ombro e um preparo em chanfrado menos invasivo de 0,5 mm, enquanto que a redução oclusal foi de 0,5 mm ou 1,3 mm. As coroas de Artglass que restauraram o contorno original dos dentes foram cimentadas com 3 cimentos: cimento de fosfato de zinco (Harvard), cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem Aplicap) e o cimento resinoso (2 Bond 2) em combinação com o agente adesivo dentinário. Depois de 10.000 ciclos térmicos entre 5°C e 55°C, as coroas de Artglass sofreram uma carga vertical até que a falha à compressão ocorresse. Diferenças significativas da carga à

fratura entre os grupos experimentais foram analisadas pelo Teste U pareado de Mann-Whitney. Os resultados obtidos revelaram que a resistência à fratura mínima para todas as combinações dos grupos excederam 500 N. Entretanto, 9 das 24 coroas de Artglass cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Harvard), foram perdidas após a termociclagem. A cimentação adesiva com 2 Bond 2 resultou em uma resistência à fratura significativamente maior comparada com os grupos cimentados com o cimento de ionômero de vidro Ketac Cem e o cimento de fosfato de zinco Harvard ($P=0.02$). O aumento da espessura oclusal de 0,5 mm para 1,3 mm resultou em uma estabilidade maior, enquanto que os dentes com o preparo do ombro com 1 mm de profundidade não obtiveram uma melhora na durabilidade comparada com a linha de término em chanfrado de 0,5 mm. Concluíram os autores que os dentes com preparo axial em chanfrado minimamente invasivo de 0,5 mm combinados com uma redução oclusal suficiente e cimentação adesiva promoveram uma maior estabilidade para as coroas de Artglass livres de metal em dentes posteriores.

Tanque; Matsumura e Atsuta (2000) realizaram um estudo onde determinaram a dureza e a solubilidade em água de 2 compósitos utilizados para confecção de próteses polimerizados com 3 modos de polimerização com o propósito de avaliar a influência do calor secundário e da fonte de luz com alta intensidade nas propriedades resultantes dos materiais. Dois materiais compósitos utilizados para prótese (Artglass e Dentacolor) foram polimerizados com os seguintes métodos: 1) exposição à luz xenon estroboscópica por meio de unidade fotoativadora Dentacolor XS durante 120 segundos; 2) exposição à luz xenon estroboscópica por 120 segundos, seguida por aplicação do calor em um forno (KL 100) a 100° C por 15 min; e 3) exposição à lâmpada de metal halóide por meio da

unidade fotoativadora Hyper LII por 120 segundos. A dureza Knoop e a solubilidade em água foram determinadas de acordo com os métodos preconizados pela ISO. Embora a pós-polimerização pelo calor tenha elevado consideravelmente os valores de dureza Knoop para ambos os materiais, os maiores valores de dureza foram obtidos com o uso de unidade de metal halóide. A solubilidade em água do compósito Dentacolor foi mais baixa quando foi polimerizado com unidade de metal halóide, seguido pelo grupo que sofreu polimerização secundária pelo calor, enquanto que a solubilidade do compósito Artglass não foi afetada pelos modos de polimerização. Os resultados obtidos sugerem que o uso com uma unidade de luz com alta intensidade é mais efetiva que a aplicação de calor secundário para melhorar as propriedades de pós-polimerização dos compósitos.

Cimini Júnior et al. (2000) discutiram diversas medidas encontradas na literatura de cargas atuantes nos dentes humanos, para diversas situações, os valores encontrados são comparados com aqueles adotados em diversos trabalhos de simulação via método dos elementos finitos. Discutem também as limitações dos dados disponíveis para uma análise numérica quantitativa consistente de problemas na odontologia.

Vallittu e Sevelius (2000) examinaram o desempenho clínico de 31 próteses parciais fixas de compósitos reforçados por fibras de vidro. Confeccionaram próteses parciais fixas para substituir 1 a 3 elementos superiores ou inferiores em 31 pacientes. As próteses tinham sua infra-estrutura constituída de fibras de vidro unidirecionais com matriz polimérica multifase e cobertas com resina composta fotopolimerizável. As próteses foram examinadas após 6 meses de sua confecção até 24 meses. Desadaptação parcial ou total das próteses ou fratura da infra-estrutura foram consideradas como falha no tratamento. Duas próteses

desadaptaram durante o período de acompanhamento, uma delas foi devido ao ajuste oclusal incorreto e a outra foi por razões desconhecidas, nenhuma fratura da infra-estrutura foi observada. Os resultados sugerem que os compósitos reforçados com fibras de vidro podem ser uma alternativa às estruturas metálicas.

Com o objetivo de mensurar a resistência flexural e o módulo de elasticidade de compósitos com e sem fibras de reforço e avaliar o efeito no reforço das várias fibras Bae et al. (2001) realizaram um estudo onde utilizaram uma fibra de polietileno (Ribbond), uma fibra de poliaramida (Fibreflex) e três fibras de vidro (Fibrekor, Glasspan e Vectris) para reforçar compósitos (Aelitefil, Sculpture e Targis). Nestas fibras o sistema adesivo e a resina composta de revestimento usadas respectivamente foram: Resina especial Fibrekor e Sculpture (cor A1) para Fibrekor, e agente de molhameno Targis depois de Targis Base 2 e Targis Dentina para Vectris Frame (cor 210). Para as outras fibras, agente adesivo de esmalte/dentina foi usado para o tratamento da interface seguindo instruções dos fabricantes, e a resina composta híbrida Aelitefil (cor A1) foi usada como resina de revestimento. Com Ribbond e Glasspan, a resina composta de cimentação C&B Cement (cor opaca), que normalmente pode ser usada como agente de cimentação foi adicionalmente escolhida para avaliação como material de preenchimento para o espaço de pinos endodônticos. Para o Ribbond, Glasspan e Fibrekor, uma camada de cada fibra foi acomodada da maneira como fornecida pelo fabricante, foi posicionada em uma matriz de aço inoxidável (25 mm X 2 mm X 2 mm), enquanto para o Fibreflex, apenas um terço da fibra foi usada. Para Targis / Vectris, uma fita de Vectris Frame inteira foi acomodada em outra matriz (20 mm X 52 mm X 3 mm) que tinha sulcos de escape para resina pré-impregnada, polimerizados na unidade para polimerização Vectris VS1 (Ivoclar) por 15 minutos, depois o agente de umidecimento e uma fina

camada de Targis Base 2 foi aplicada e polimerizada com Targis Quick por 1 minuto, Targis Dentina cor 210 foi acomodada e pressionada com uma placa de poliacrílico para a espessura do corpo-de-prova ser de 2 mm. Após ser polimerizada no Targis Power por 25 minutos, o corpo-de-prova inteiro foi cortado do mesmo tamanho que os outros corpos-de-prova (25 mm X 2 mm X 2 mm) usando uma máquina de corte (Finecut HS-25^a, HeiwaTechnica). Os corpos-de-prova foram feitos da mesma maneira descrita acima, exceto o tratamento da fibra e da interface que não foram incluídos. Cinco amostras foram preparadas para cada grupo experimental; todos os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada à 37° C por 24 horas antes do teste, de acordo com a ISO 10477. As fibras não eram pré-impregnadas, exceto duas, a Fibrekor e a Vectris Frame, ambas fibras de vidro pré-impregnadas com Bis-GMA. A resistência flexural e o módulo de elasticidade dos corpos-de-prova foram realizados utilizando o teste de três pontos a uma velocidade de 1 mm/min. Os dados foram analisados usando análise de variância (ANOVA) ($P=0.05$). Depois do teste, a superfície fraturada foi avaliada em um microscópio eletrônico de varredura a 50X, 500X e 3.000X. Os resultados mostraram que a resistência flexural inicial produzida pelos compósitos sem reforço de fibras foi de 48 a 56 MPa, e pelos compósitos reforçados por fibras foi de 56 a 134 MPa. A resistência flexural final dos corpos-de-prova sem reforço foi de 96 a 119 MPa, e para as reforçadas foi de 203 a 386 MPa. O módulo de elasticidade das resinas sem reforço foi de 6 a 9 GPa, e o reforço das fibras aumentou o valor de 9 para 15 GPa, não tendo nenhum efeito para o Ribbond. Concluíram que: 1) a maioria das fibras usadas neste estudo aumentou a resistência flexural produzida e definitiva dos compósitos com exceção da resistência produzida pelo Targis; 2) as fibras Glasspan, Fibreflex e Fibrekor foram efetivas em reforçar o módulo de elasticidade; 3) as fibras de vidro e de

poliamida foram efetivas em reforçar ambos: a resistência flexural e o módulo de elasticidade da resina composta.

Bottino; Quintas e Bondioli (2001) avaliaram as propriedades mecânicas de duas resinas compostas Charisma (Heraeus Kulzer, Alemanha) e Permalute (Ultradent Products Inc) e verificaram a influência da adição de uma fibra Ribbond (Ribbond Inc.) na resistência à flexão das duas resinas. Foram preparados 52 corpos-de-prova medindo 15 mm de comprimento, 2 mm de largura e 1 mm de espessura, com as resinas compostas associadas ou não à fibras. Os corpos-de-prova (CP) foram divididos em quatro grupos (n=13), sendo o grupo I somente de resina Charisma; o grupo II Charisma + Ribbond; Grupo III somente de resina Permalute e grupo IV de resina Permalute + Ribbond. Os CP foram submetidos ao ensaio de compressão de três pontos para verificar a resistência flexural até a ruptura dos mesmos e então avaliados sob microscopia eletrônica de varredura. Os CP do grupo I obtiveram média de 164.71 MPa (d.p. = 21.49%); para o grupo II a média foi de 292.28 MPa (d.p.= 34.24%); para o grupo III a média foi de 106.50 MPa (d.p. = 24.02%) e para o grupo IV a média foi 61.70 MPa (d.p. = 24.92%). Baseados nos valores de resistência flexural obtidos para todos os grupos, verificou-se que o grupo II teve a mais alta resistência flexural, seguido pelo grupo I, pelo grupo III e, por último pelo grupo IV. Concluíram os autores que: 1) embora o reforço das fibras aumentou a resistência flexural das amostras, o próprio compósito desempenha um papel importante na escolha do material a ser usado para próteses fixas; 2) a adição de fibras entrelaçadas aumentou consideravelmente a resistência à flexão, sendo melhor para Charisma + Ribbond do que Permalute + Ribbond; 3) pela análise da região fraturada empregando-se o MEV, não ocorreu reação química entre os

compósitos e as fibras, embora não tenha apresentado separação completa entre a matriz orgânica e as fibras.

César; Miranda Júnior e Braga (2001) avaliaram a influência da cor e o efeito de 30 dias de armazenagem em água na resistência flexural, módulo flexural e dureza de 4 sistemas de compósitos indiretos disponíveis comercialmente e 1 compósito usado com a técnica direta. Utilizaram os seguintes compósitos indiretos: Artglass, Belleglass, Sculpture e Targis, e o compósito direto Z100 como controle. Dez corpos-de-prova (10 mm X 2 mm X 1 mm) com cor incisal ou de dentina foram fraturados com o teste de 3 pontos. Os testes foram realizados após 24 horas e 30 dias de armazenagem em água à 37°C. Os resultados mostraram que o compósito Z100 demonstrou resistência flexural similar àquela do Artglass, Targis e Sculpture. O Belleglass apresentou a mais alta resistência flexural 221.7 MPa para cor incisal após 24 horas de armazenagem; o compósito direto Z100 demonstrou o mais alto módulo flexural (alcançando entre 10.9 ± 0.6 a 12.0 ± 0.9 GPa) e Targis o mais baixo (alcançando entre 5.1 ± 0.5 a 5.9 ± 0.9 GPa). Sculpture foi o único material que mostrou diferenças na resistência flexural com respeito à cor (incisal-24 horas: 149.8 MPa; incisal-30 dias: 148.7 MPa; dentina-24 horas: 200.0 MPa; dentina 30 dias: 177.9 MPa). O módulo flexural e os valores de dureza do Sculpture cor dentina foram mais altos que aqueles de cor incisal depois de 30 dias. Belleglass também mostrou uma diferença significativa no módulo flexural (dentina 24 horas: 11.1 GPa; incisal-24 horas: 9.6 GPa). O efeito do armazenamento em água foi mais evidente na dureza de todos os sistemas de compósitos que “amoleceram” após 30 dias. A armazenagem prolongada em água diminuiu a resistência flexural apenas para Artglass - cor dentina e Z100 cores incisal e dentina. O envelhecimento em água não afetou o módulo flexural de nenhum dos compósitos testados. Concluíram os

autores que: 1) os compósitos indiretos não mostraram aumento das propriedades mecânicas comparados com o compósito direto, com exceção do Belleglass, que mostrou os mais altos valores de resistência flexural depois de 30 dias de armazenagem em água ; 2) Sculpture foi o único material para o qual a resistência flexural foi influenciada pela cor (a cor dentina foi mais alta que a incisal). Para dureza, diferenças devido a cor foram observadas para Artglass 24 horas (incisal mais alta que dentina), Sculpture 24 horas e 30 dias (dentina mais alta que incisal) e Z-100 24 horas (incisal mais alta que dentina); 3) a imersão prolongada em água diminuiu a resistência flexural apenas para Artglass - cor dentina e Z-100 – cor incisal e dentina. O envelhecimento em água não afetou o módulo flexural de nenhum dos compósitos testados, embora a dureza tenha sido reduzida para os seguintes grupos: Artglass – cor incisal, Belleglass – cor incisal e dentina, Sculpture – cor incisal, Targis – cor dentina e Z-100 – cor incisal.

Ellakwa et al. (2001a) investigaram o efeito da variação no posicionamento das fibras de reforço na resistência de próteses parciais fixas. Os materiais utilizados foram: resina Herculite XRV (Kerr) e as fibras de polietileno Connect (Kerr). Foram confeccionados 6 grupos (n=10) de corpos-de-prova com dimensões de 25 mm X 2 mm X 2 mm que foram armazenados em água destilada a 37°C ou secos durante 2 semanas antes de serem submetidos ao teste de flexão de três pontos. Os corpos-de-prova (CP) foram distribuídos de acordo com os seguintes grupos: grupo A - as fibras foram posicionadas no lado de tensão e os CP armazenados secos; grupo B – as fibras eram posicionadas no lado de tensão e os CP armazenados em água; grupo C – as fibras eram posicionadas distantes do lado de tensão e os CP armazenados secos; grupo D – as fibras eram posicionadas distantes do lado de tensão e os CP armazenados em água; grupo E (grupo

controle) – não eram colocadas fibras, apenas resina e os CP eram armazenados secos e grupo F (grupo controle) – não eram colocadas fibras, apenas resina e eram armazenadas em água. Os resultados demonstraram que o posicionamento das fibras distante do lado de tensão melhorou as propriedades flexurais da resina em comparação aos corpos-de-prova sem fibras (grupos controle), enquanto que o modo de fratura diferiu de acordo com posição das fibras. Uma análise ao microscópio eletrônico de varredura revelou que o posicionamento das fibras de reforço distante do lado de tensão favoreceu o desenvolvimento e propagação de trincas dentro da resina interposta nos espaços entre as fibras de reforço e também que a desunião ocorre paralelamente à direção das fibras de reforço. Os autores concluíram que: 1) o reforço com fibras de polietileno previnem as falhas catastróficas; 2) o posicionamento das fibras distantes do lado de tensão também melhorou as propriedades flexurais, mas permitiu a formação de trincas precocemente.

Ellakwa et al. (2001b) investigaram a influência do reforço de fibras nas propriedades de quatro compósitos de revestimento comerciais Artglass, Belleglass HP, Herculite XRV e Solidex (série A) e dois compósitos experimentais (séries B e C), investigaram também como a composição dos compósitos de revestimento influenciou no aumento de resistência e módulo flexural produzidos pelo reforço com fibras. A formulação das resinas experimentais variou pela mudança das partículas de carga (série B) ou a química da matriz resinosa (série C) para assegurar o efeito dessas alterações no grau de reforço. Na série A, o compósito de revestimento comercial reforçado por fibra de polietileno de ultra-alto peso molecular (Connect-Kerr) foi utilizado para avaliar as propriedades flexurais depois de 24 horas ou 6 meses. Na série B, compósitos experimentais com a

mesma matriz orgânica, mas com diferentes quantidades de partículas de carga (40 a 80% por peso) foram também reforçadas pela fibra Connect para avaliar as propriedades flexurais. Para as séries B e C, as propriedades flexurais foram avaliadas depois de 24 horas de armazenagem em água. Todas as amostras foram preparadas em uma matriz de 25 mm X 2 mm X 2 mm e armazenadas em água destilada à 37° C e então submetidas ao teste flexural. Os resultados não mostraram nenhuma diferença significativa na resistência flexural entre quaisquer dos compósitos comerciais reforçados na série A. O módulo flexural do grupo Belleglass HP reforçado por fibras foi significativamente mais alto que para Artglass e Solidex. A armazenagem em água por 6 meses não teve efeito significativo ($P>0.05$) na resistência flexural de três dos quatro compósitos de revestimento reforçados. A resistência flexural do Artglass foi significativamente reduzida ($P<0.05$) por 6 meses de armazenagem em água. Na série B, entretanto, aumentando-se a quantidade de partículas de carga, melhorou-se o módulo flexural do compósito experimental reforçado, mas não se observou nenhum efeito na resistência flexural. Na série C a alteração da formulação da matriz orgânica, não apresentou nenhum efeito no módulo flexural do material reforçado.

Freilich et al. (2001) descreveram o desenvolvimento e a utilização do compósito e a utilização do compósito reforçado com fibra contínua e unidirecional Fiberkor (Jeneric/Pentron) e Splint-It (Jeneric/Pentron) como uma estrutura para a confecção de próteses fixas de 3 elementos. Realizaram descrições dos procedimentos clínicos e laboratoriais necessários para a fabricação e o uso de próteses fixas de compósito reforçado. Concluíram que é necessário o acompanhamento de estudos clínicos que estão atualmente em andamento para

determinar o valor e eficácia da prótese de compósito reforçado com fibras como uma substituição dentária de longo prazo.

John; Gangadhar e Shah (2001) realizaram um estudo para verificar se a resistência flexural de materiais acrílicos termopolimerizáveis para base de dentadura melhoraria com o reforço de 3 tipos de fibras. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova com dimensões de 65 mm X 10 mm X 3 mm que foram divididos em 4 grupos experimentais: somente resina acrílica convencional e a mesma resina reforçada com fibras de vidro, aramida ou nylon. A resistência flexural foi determinada por meio do teste de três pontos. Os resultados mostraram que todos os corpos-de-prova reforçados apresentaram melhor resistência flexural que somente a resina acrílica convencional. Os corpos-de-prova reforçados com fibras de vidro mostraram mais altos valores de resistência flexural, seguidos pelos reforçados por fibras de aramida e nylon. Concluíram que a resistência flexural das resinas acrílicas para base de dentaduras termopolimerizáveis foram melhoradas após serem reforçadas com fibras de vidro e aramida.

Shortall; Uctasli e Marquis (2001) compararam a resistência à fratura de resinas compostas fotoativadas de uso anterior, posterior ou universal. Avaliaram 36 resinas compostas de 17 fabricantes. Seis dos produtos foram designados como sendo para uso anterior, 22 identificados como materiais universais e 8 produtos exclusivamente de uso posterior. Todas as resinas testadas apresentavam cor A3 ou uma cor próxima equivalente. Os corpos-de-prova em forma de disco com 5 mm de diâmetro ($\pm 0,1$ mm) e 2 mm de profundidade ($\pm 0,1$ mm) foram preparados e fotoativados por 40 segundos com aparelho fotopolimerizador Demetron Optilux. Após polimerização os corpos-de-prova foram removidos do molde e a seguir armazenados em água destilada a 37° C por 24 horas em frascos na ausência de

luz. Antes do teste os corpos-de-prova permaneceram em temperatura ambiente ($23 \pm 1^\circ \text{C}$) por 1 hora. A fratura foi realizada em uma máquina de teste universal, utilizando o teste de três pontos a uma velocidade de carga 1 mm/min. A análise de variância dos dados para todos os produtos de uso anterior, universal e posterior revelaram uma diferença estatisticamente significativa de acordo com o uso designado, e o teste de Tukey revelou que os produtos para uso em dentes anteriores tiveram valores de resistência à fratura significativamente mais baixos quando comparados com os produtos universais e para uso em dentes posteriores. Não houve nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os produtos para uso em posterior e universal. De acordo com os resultados deste estudo, alguns dos novos materiais para uso em dentes posteriores podem ser susceptíveis à descoloração marginal e fratura em situações de incidência de carga de alto estresse.

Spear (2001) escreveu sobre restaurações livres de metal, suas vantagens, limitações, longevidade e as comparou às restaurações que empregam metal em sua infra-estrutura, concluindo que embora as primeiras apresentem excelentes características estéticas, como por exemplo: maior translucência e menor desgaste da estrutura dental; as restaurações metalocerâmicas ou em ouro ainda em certas situações garantem uma maior segurança, especialmente para pacientes que requerem uma garantia de longevidade máxima.

Andrade; Porto Neto e Saad (2002) realizaram uma abordagem sobre as fibras de reforço utilizadas nas restaurações estéticas apresentando os tipos, classificação, composição, resistência flexural das fibras utilizadas em odontologia, assim como dos cerômeros: Artglass (Heraeus/Kulzer), Solidex (Shofu), Targis (Ivoclar), Belleglass HP (Kerr Lab), Sculpture (Jeneric/Pentron), Connect

(Kerr), DVA Fibers (Dental Ventures), Fiber-Splint (Polydentia), Fiberflex (Biocomp), Glasspan (Glasspan), Ribbond (Ribbond), Sinfony (ESPE), seus tipos de polimerização e as propriedades mecânicas dos cerômeros, afirmando que segundo publicação no Dental Advisor, em 1999, a resistência à compressão e a resistência flexural são as mais importantes para a classificação dos cerômeros utilizados na confecção de próteses fixas *metal free*. Apresentaram também casos clínicos de próteses *metal free* confeccionados com os sistemas Targis/Vectris (Ivoclar) e Sculpture/Fibrekor (Jeneric/Pentron). Concluíram que a evolução das fibras de reforço, juntamente com a evolução dos sistemas adesivos, das resinas compostas e dos agentes clareadores serão o futuro da odontologia estética moderna.

Asmussen e Peutzfeldt (2002) compararam dois aparelhos com fonte de luz à base de diodo (LEDs) recentemente lançados no mercado odontológico a um aparelho com fonte de lâmpada halógena e sua influência nas propriedades das resinas compostas. Foram utilizadas 3 diferentes resinas compostas: Filtek Z250 (3M/ESPE), Pertac II (3M/ESPE) e Definite (Degussa); as unidades de polimerização investigadas foram: o aparelho de lâmpada halógena convencional XL 3000 (3M/ESPE) e os LEDs foram: Elipar FreeLight e e-Light (GC). Para as 3 unidades de polimerização o tempo de irradiação foi de 20 segundos. Avaliaram a resistência e o módulo flexural por meio do teste de três pontos, a profundidade de polimerização pela raspagem do material não polimerizado após a irradiação, a contração de polimerização pelo método do disco-unido e o grau de conversão que foi mensurado pela espectroscopia infra-vermelha de Fourier. De acordo com os resultados obtidos as propriedades das resinas compostas polimerizadas com LEDs foram iguais ou inferiores àquelas obtidas após a polimerização com aparelho de lâmpada halógena. Concluíram que embora algumas

propriedades com diferentes combinações de resinas compostas e LEDs foram inferiores às obtidas com aparelho de lâmpada halógena, a resistência flexural e profundidade de polimerização preencheram os requisitos preconizados pela ISO.

As restaurações livres de metal em dentística foram discutidas por Donovan (2002) que concluiu que os dentistas, nos dias de hoje, possuem um grande número de opções terapêuticas com as quais podem ajudar seus pacientes, e que as suas escolhas devem se basear na conservação da estrutura dental, na estética, e no período potencial de vida dessas restaurações. E, citam que qualquer escolha deve ser feita com informações adequadas e consenso dos pacientes.

Com o objetivo de investigar a influência de sete agentes adesivos disponíveis comercialmente nas propriedades flexurais de um compósito reforçado por fibras de polietileno Ellakwa et al. (2002) testaram a resistência flexural de 11 grupos (n=10 por grupo), sendo que 9 foram preparados com um compósito indireto (Solidex-Shofu) reforçado com fibras de polietileno (Connect-Kerr) e polimerizado de acordo com as instruções do fabricante (grupo A a I). O grupo A serviu como controle negativo, sendo reforçado por fibra sem qualquer agente de união resinoso. O oitavo grupo (grupo H) foi um grupo controle positivo preparado usando apenas resina composta indireta. O material reforçado com fibras para os grupos de A a H foi impregnado com um dos sete diferentes agentes adesivos (Grupo A: Prime& Bond NT; Grupo B: Prime & Bond 2.1; Grupo C: One Step; Grupo D: D/E Bonding Resin; Grupo E: XR Bond; Grupo F: Optibond Solo; Grupo G: Kolor Plus. O Grupo H utilizou o mesmo agente adesivo usado para os corpos-de-prova do Grupo G. Entretanto, a fibra foi silanizada antes da aplicação do agente de união para os corpos-de-prova do Grupo G. Os corpos-de-prova foram armazenados úmidos por 24 horas à 37° C antes da mensuração da resistência e módulo flexural através do

teste de três pontos a uma velocidade de 1 mm/min. Houve falhas adesivas entre a fibra/resina no grupo controle positivo que apresentaram uma média flexural de 75 ± 8 MPa. Concluíram que: 1) as fibras de polietileno de ultra-alto peso molecular pré-tratadas com silano antes da impregnação com agente adesivo reduziram significativamente a resistência flexural ($P < 0.05$); 2) os agentes adesivos melhoraram a resistência flexural dos compósitos reforçados por fibras, embora o grau de aumento possa variar dependendo da formulação do agente adesivo; 3) dos agentes adesivos investigados, o agente adesivo com carga (Kolor Plus) recomendado pelo fabricante para uso com a fibra Connect, melhorou a resistência flexural do compósito reforçado com fibras (FRC); 4) os adesivos contendo solventes tais como etanol ou acetona podem afetar adversamente a interface fibra/matriz.

Ellakwa; Shortall e Marquis (2002) examinaram a influência do tempo de armazenamento e de 2 agentes de umedecimento de fibras nas propriedades flexurais da resina composta indireta Artglass (Heraeus Kulzer) reforçada com 3 tipos de fibras: polietileno - Connect (Kerr), Kevlar – Fiber flex (Biocomp) e vidro – Stick Teck (Stick Teck). Prepararam 11 grupos com 10 corpos-de-prova para cada tipo de fibra que foram umedecidas com agente de união resinoso com carga (Kolor Plus) ou sem carga contendo silano (líquido do Artglass), utilizaram a resina sem reforço de fibras como grupos controle, sendo um deles armazenado por 24 horas (grupo 1) e o outro (grupo 2) armazenado por 6 meses antes do teste. Para os grupos 2 a 4, as fibras foram umedecidas com o líquido do Artglass, já os corpos-de-prova dos grupos 5, 7, 9 e 11 tiveram suas fibras umedecidas com Kolor Plus. Os corpos-de-prova foram polimerizados por 180 segundos em uma unidade de polimerização UniXS (Heraeus Kulzer). Os corpos-de-prova dos grupos 1 a 7 foram armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C

e os corpos-de-prova dos grupos 8 a 11 foram armazenados por 6 meses sob as mesmas condições. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de três pontos para análise das propriedades flexurais. Aumento significativo (124% a 490%) na média da resistência flexural foi obtido para todos os grupos que possuíam reforço com fibras em comparação aos grupos controle sem reforço de fibras com os mesmos intervalos de armazenagem. O agente de união sem carga apresentou maior efeito de reforço (364%) quando usados com a resina reforçada com fibras de vidro. Após 6 meses de armazenagem em água, um declínio significativo (28%) ocorreu na média da resistência flexural dos corpos-de-prova reforçados com fibras de vidro quando o agente de união com carga foi usado. Os autores concluíram que:

- 1) a escolha do tipo de fibra e do agente de umedecimento teve uma influência significativa positiva nas propriedades flexurais dos compósitos reforçados por fibras;
- 2) quando usado agente de união sem carga contendo silano, as fibras de vidro aumentaram a média da resistência flexural das resinas indiretas em até 364%.

Freilich et al. (2002) avaliaram o desempenho clínico de 39 próteses parciais fixas foto e termopolimerizáveis com infra-estruturas de compósitos reforçados por fibras unidirecionais pré-impregnadas cobertas com uma resina composta híbrida. Confeccionaram 22 próteses parciais fixas com retentores tipo coroa total, 17 próteses parciais com retentores intra-coronais por um período de 37 meses. Todas as infra-estruturas inicialmente foram confeccionadas com baixo volume de FRC (compósito reforçado com fibras). Nas consultas subsequentes eram avaliadas a integridade de superfície, contorno anatômico, integridade marginal e integridade da estrutura. Os resultados mostraram que a configuração dos retentores não tiveram uma influência estatisticamente significativa na vida clínica destas próteses. Para todas as próteses foram observadas poucas mudanças em

quaisquer dos parâmetros clínicos da primeira consulta até 48 meses de avaliação. Uma perda do brilho de superfície foi observada na maioria dos casos. Defeitos de superfície reparáveis foram detectados em 2 próteses aos 2 meses. Análise ao microscópio eletrônico de varredura mostrou não haver fibras expostas na superfície oclusal e desgaste mínimo. Concluíram que as próteses de FRC de vidro unidirecionais podem ser usadas em certas situações clínicas nas quais o metal não é desejado.

A resistência à fratura de pré-molares superiores humanos restaurados e intactos foi avaliada por Freitas et al. (2002). Utilizaram neste estudo 30 pré-molares superiores, os quais foram divididos em 3 grupos de 10 dentes cada, e submetidos à testes mecânicos para avaliar sua resistência à fratura. O grupo 1 consistia de dentes hígidos (grupo controle), o grupo 2 de dentes também sem cáries onde cavidades méso-oclusais foram preparadas e restauradas diretamente com resina composta (Filtek Z-250, 3M) e o grupo 3 de dentes sem cáries onde preparos cavitários méso-ocluso-distal foram preparados e restaurados indiretamente com *inlays* de cerômero (Solidex-Shofu) e cimentados com cimento de polimerização dual (Enforce-Dentsply). Após a restauração os dentes foram armazenados a 30°C por 24 horas e, em seguida termociclados com 500 ciclos à temperaturas de 5° e 55°C. As análises estatísticas revelaram que o grupo 3 (178.765 Kgf) apresentou uma carga de ruptura máxima significativamente maior que o grupo 1 (120.040 Kgf). Não houve nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1 e 2 ou entre os grupos 2 e 3. Concluíram que: preparos cavitários de classe II com *inlays* de cerômero indireto apresentaram maior resistência à fratura do que os dentes intactos e que a resistência à fratura de dentes restaurados com

resina composta não foi significativamente diferente dos dentes restaurados com cerômeros ou dos dentes intactos.

Hirata (2002) avaliou a resistência flexural e módulo de elasticidade de fibras de vidro e de sistemas de resinas compostas aplicadas sobre estas fibras. Foram confeccionados 6 grupos com a utilização de uma matriz metálica bipartida com dimensões de 25 mm X 2 mm X 2 mm, sendo destes, dois grupos de fibras de vidro unidirecionais (Vectris/Ivoclar e Fibrex/Angelus), um grupo de fibra de polietileno trançada (Connect/Kerr) e três grupos de resinas compostas (Targis/Ivoclar; Belleglass/Kerr e Z-250/3M). As amostras foram submetidas ao teste de três pontos por meio de uma máquina de teste universal. O resultado dos valores médios de resistência flexural obtidos foram de 116.15 MPa (grupo I – Belleglass/Kerr), 255.62 MPa (grupo II – Connect/Kerr); 92.92 MPa (grupo III – Targis/Ivoclar); 421.27 MPa (grupo IV – Vectris/Ivoclar); 126.74 MPa (grupo V - Z-250/3M) e 488.2 MPa (grupo VI – Fibrex/Angelus). Os grupos de fibra de vidro unidirecionais IV – Vectris/Ivoclar e VI – Fibrex/Angelus) obtiveram os valores médios estatisticamente maiores de resistência flexural do que os demais grupos, porém não diferentes estatisticamente entre si. Os valores médios de módulo de elasticidade observados foram de 385.6 MPa (grupo I – Belleglass/Kerr), 171.0 MPa (grupo II – Connect-Kerr), 192.8 MPa (grupo III – Targis/ Ivoclar), 590.7 MPa (grupo IV – Vectris/Ivoclar), 304.6 MPa (grupo V – Z-250/3M) e 488.2 MPa (grupo VI – Fibrex/Angelus). O grupo IV – Vectris/Ivoclar obteve os maiores valores médios de módulo de elasticidade, enquanto os grupos II – Connect/Kerr e III - Targis/Vectris os menores valores médios, mas não diferentes estatisticamente entre si. O autor verificou que a predominância de falhas nas amostras testadas foi de fratura completa nos grupos de resina composta e de fratura incompleta com delaminação

superficial nas amostras do grupo IV (Vectris/Ivoclar) e grupo VI (Fibrex/Angelus) e fratura incompleta com quebra da matriz resinosa ao redor das fibras de polietileno nas amostras do grupo II (Connect/Kerr).

Ku; Park e Yang (2002) compararam a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas e 3 tipos de coroas de cerômeros em um preparo simulado em dente anterior. Utilizaram neste estudo incisivos superiores análogos que foram preparados com ângulo de convergência de 5° e 90°, 1 mm de ombro. A borda incisal foi reduzida em 2 mm e a linha dos ângulos axiogengivais e axio-incisal foi arredondada e um molde desses dentes foi feito com um material de impressão polivinilsiloxano para a fabricação de matrizes metálicas, das quais foram fabricadas as coroas. Dez coroas metalocerâmicas e 10 coroas de cada um dos 3 sistemas de cerômeros (Artglass, Sculpture e Targis) foram fabricadas. A resistência à fratura das coroas foi testada em máquina de teste universal (STM). A carga foi direcionada na linha do ângulo de 130° em relação ao longo eixo do corpo-de-prova, até ocorrer a fratura. Esta posição foi selecionada para reproduzir as forças oclusais incididas contra o incisivo central superior. Cada corpo-de-prova foi checado contra uma matriz para assegurar que ângulos idênticos foram usados durante cada experimento. Uma haste de 7 mm de diâmetro foi usada para aplicar a carga na superfície das coroas. Análise de variância (ANOVA) e teste de comparação múltipla de Tukey ($P < 0.05$) foram aplicados para análise dos dados. Os autores encontraram como resultado que as coroas metalocerâmicas fraturadas obtiveram valores significativamente mais altos que as coroas de cerômeros (1317 N e 602 N, respectivamente) ($P < 0.05$). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os valores das coroas de Artglass, Sculpture e Targis. Concluíram que os valores da

carga de fratura das coroas dos três cerômeros testados, embora significativamente mais baixas que as coroas metalocerâmicas, excederam as forças oclusais normais.

Moura Júnior et al. (2002) avaliaram a resistência à flexão de dois sistemas de FRCs: Targis/Vectris (Ivoclar/Vivadent) e Sculpture/Fibrekor (Jeneric/Pentron). Confeccionaram 20 corpos-de-prova em uma matriz de aço inoxidável com dimensões de 4 mm x 4 mm x 20 mm, sendo que o conjunto de fibras foi totalmente recoberto pela resina de revestimento. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de três pontos. Uma amostra de cada sistema foi analisada em microscópio eletrônico de varredura. O sistema Targis/Vectris apresentou resistência flexural superior ao sistema Sculpture/Fibrekor, porém o sistema Sculpture/Fibrekor apresentou menor variação nos resultados.

Behr; Rosentrit e Handel (2003) relataram os resultados de um estudo clínico de coroas unitárias de molares, próteses parciais fixas (PPFs) com retentores tipo *inlay*, PPFs com resinas reforçadas por fibras de vidro Targis/Vectris com um período de observação de 2,5 anos. Realizaram 38 restaurações de compósitos reforçados com fibras de vidro em 29 pacientes (16 mulheres e 13 homens) cuja média de idade foi de 49 ± 15 anos. Depois do início do acompanhamento (depois de 2 dias), os pacientes foram examinados em intervalos de 12 meses. Destas restaurações, 17 foram PPFs com retentores tipo *inlay* cimentadas adesivamente - Variolink II/Syntac Classic (Ivoclar/Vivadent), 5 PPFs de 3 unidades com cobertura total cimentadas convencionalmente – Fuji Plus (GC), e 16 coroas unitárias de molar (6 cimentadas adesivamente e 10 convencionalmente, todas feitas com sistema de fibras de vidro Targis/Vectris). Ocorrências como fratura da infra-estrutura ou “vener”, perda da cimentação, sinais de desgaste e descoloração visível foram anotadas e classificadas de acordo com o critério de

Ryge modificado. A avaliação foi realizada por dois examinadores independentes, e quando não havia concordância entre eles, um terceiro examinador observava e era então realizada a classificação. A análise estatística foi realizada através do teste de Kaplan-Méier para estimar a taxa de sobrevida das coroas e PPFs com retentores tipo *inlay*. Devido ao limitado número de casos das PPFs de 3 unidades com cobertura total (n=5), o cálculo da taxa de sobrevida e gráficos das classificações não foram realizados para esse grupo. Durante o tempo de observação, os resultados mostraram que não ocorreu nenhuma perda de cimentação nem fratura da infra-estrutura. Entretanto, 6 faces (36%) das PPFs com retentores tipo *inlay* fraturaram. O número de casos com descoloração ou desgaste aumentaram com o tempo para todos os tipos de restaurações. O desgaste culminou com a exposição das fibras de 2 coroas aos 24 meses e de uma PPF com retentor tipo *inlay* aos 54 meses. Uma das cinco PPFs com cobertura total foi substituída à pedido do paciente por possuir descoloração. A taxa de sobrevida cumulativa após 36 meses foi estimada ser de 82% para as coroas de molares e 72% para PPFs com retentores tipo *inlay*. Os autores concluíram que as restaurações de compósito reforçados por fibras necessitam de melhoras e devido ao aumento de desgaste, descoloração, fratura das faces, e exposição das fibras, os compósitos reforçados com fibras deveriam ser usados apenas em restaurações provisórias.

Behr et al. (2003) realizaram um estudo *in vitro* onde investigaram a adaptação marginal e resistência à fratura de coroas de molares de compósito reforçado com fibras e cerâmica cimentadas com resina (Variolink/Syntac-Ivoclar/Vivadent, resina modificada por ionômero de vidro (Fuji Plus-GC), ou cimento de óxido de zinco sem Eugenol (Temp Bond Kerr). Um total de 24 coroas de cerâmica pura - Carrara e 24 coroas de compósito reforçado por fibras -

Sculpture/Fibrekor (Jeneric/Pentron) foram construídas a partir de 48 dentes hígidos, os quais foram moldados e construídas as matrizes e cimentadas usando os agentes cimentantes citados acima (8 coroas para cada cimento). As restaurações foram termocicladas e estressadas mecanicamente e então a resistência à fratura foi determinada. A adaptação marginal foi avaliada antes e após a aplicação do estresse usando uma análise semi-quantitativa em microscópio eletrônico de varredura. As coroas de compósitos reforçados por fibras e de cerâmica pura obtiveram uma resistência à fratura mais alta após aplicação do estresse em combinação com o cimento resinoso. Quando as coroas foram cimentadas com resina modificada por ionômero de vidro ou cimento de óxido de zinco sem eugenol, a resistência à fratura das coroas de cerâmica pura diminuiu significativamente, enquanto que as coroas de compósitos reforçados por fibras manteve o mesmo nível de resistência à fratura; os mais baixos valores foram encontrados para o cimento de óxido de zinco sem eugenol. A adaptação marginal permaneceu sem mudanças depois do estresse para as restaurações de compósitos reforçados por fibras e para as de cerâmica pura quando foram cimentadas com cimento resinoso. A cimentação com ionômero de vidro modificado por resina deteriorou significativamente a adaptação marginal após aplicação do estresse, com exceção da interface coroa/cimento das cerâmicas puras. Os autores concluíram que os valores de resistência à fratura mais altos foram encontrados para coroas de cerâmica pura e de compósito reforçado por fibras quando foram cimentados com cimento resinoso.

Bohlsen e Kern (2003) avaliaram os resultados clínicos de coroas e próteses parciais fixas feitas de compósito reforçado com fibras de vidro. Os autores acompanharam neste estudo 39 pacientes (23 mulheres e 16 homens) onde estes

foram tratados com 67 coroas unitárias e 83 PPFs feitas de FRCs Targis/Vectris. Os pacientes selecionados tinham idades entre 24 e 75 anos, com uma média de 53.1 ± 11.6 anos. Vinte e cinco coroas e vinte e oito PPFs foram cimentadas com cimento temporário, enquanto quarenta e duas coroas e 55 PPFs foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco ou cimento de ionômero de vidro. As localizações e os números das coroas e PPFs cimentadas na maxila e mandíbula foram as seguintes: 97 colocadas na região posterior (56 na mandíbula e 41 na maxila) e 28 colocadas na região anterior/posterior (9 na mandíbula e 19 na maxila). Todos os pacientes cujos registros não haviam sido indicados para remoção das restaurações FRC foram convidados a participar de um re-exame clínico. Ao re-exame, as restaurações foram checadas clinicamente. Restaurações ainda em função foram registradas como sucesso, enquanto as restaurações já removidas e/ou substituídas foram consideradas como falhas. Os pacientes que não retornaram ao exame clínico foram interrogados via telefone se suas restaurações FRC haviam sido removidas substituídas, ou ainda estavam presentes (em função). A taxa de sobrevida foi calculada de acordo com o método de Kaplan- Meier. As análises estatísticas dos resultados foram feitas por meio do teste de Gehan-Wilcoxon. A taxa de sobrevida de 3 anos calculada de acordo com o método de Kaplan-Meier foi 58,8% para PPFs cimentadas com cimento temporário, e 55,1% para coroas e 67,9% para PPFs cimentadas com cimento de fosfato de zinco ou ionômero de vidro. As diferenças entre os grupos restaurados não foram estatisticamente significantes. Concluíram então que, as coroas reforçadas com fibra de vidro e as próteses parciais fixas feitas com material resinoso reforçado com fibra Targis/Vectris mantiveram taxa de sobrevida mais baixa que para coroas e PPFs metalocerâmicas e conseqüentemente, o uso destes materiais para fabricação de coroas unitárias ou

próteses parciais fixas como restaurações permanentes não podem ser recomendadas.

Chong e Chai (2003a) verificaram a probabilidade de falha sob carga flexural de 4 sistemas restauradores *metal free*. Corpos-de-prova (n= 10) foram confeccionados de um compósito reforçado por fibras de vidro unidirecional (Fibrekor/Sculpture), de um compósito reforçado por fibras de vidro bidirecional (Vectris/Targis), de uma alumina infiltrada por vidro (In-Ceram Alumina/Vita α), ou de uma alumina infiltrada por vidro reforçada por zircônia (In-Ceram Zircônia/Vita α), sendo que o sistema metalocerâmico (PG200/Vita α) serviu como controle. Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de três pontos e os dados analisados por meio do módulo de Weibull. Os resultados demonstraram que: a carga dos sistemas *metal free* avaliados não foi significativamente diferente daquela apresentada pelo sistema metalocerâmico; o Fibrekor apresentou uma carga flexural significativamente mais alta que a do Vectris, In-Ceram Alumina, e do In-Ceram Zircônia, e as cargas de resistência do Vectris, In-Ceram Alumina e do In-Ceram Zircônia não foram significativamente diferentes umas das outras. Concluíram que a probabilidade do Fibrekor fraturar quando submetido a uma carga flexural foi significativamente mais baixa que a do Vectris, In-Ceram Alumina e do In-Ceram Zircônia.

Chong e Chai (2003b) investigaram a resistência de dois materiais FRCs disponíveis comercialmente, com e sem suas respectivas resinas de cobertura, e determinaram seu modo de falha. Os materiais utilizados neste estudo foram: Fibrekor (Jeneric/Pentron), um material resinoso reforçado por fibra de vidro-S2 unidirecional, e Vectris Frame (Ivoclar) um material resinoso reforçado por fibras de vidro-E bidirecional. Dez corpos-de-prova (CP) foram fabricados para Fibrekor e

Vectris Frame com dimensões finais de $20,0 \pm 0,1$ mm X $6,0 \pm 0,1$ mm X $1,0 \pm 0,1$ mm, os quais foram confirmados com um calibrador digital e dez corpos-de-prova com núcleos laminados foram também fabricados para Fibrekor e Vectris Frame nas mesmas proporções descritas anteriormente. O processo de fabricação dos CP seguiu as instruções dos fabricantes. Os CP foram submetidos a um teste de resistência flexural de três pontos com aplicação de carga a uma velocidade de 0.5 N/s. A carga requerida para fraturar um pedaço do CP foi mensurada sendo aproximadamente de 0.001 N. A resistência flexural para ambos os materiais FRCs foi determinada com e sem cobertura das resinas. Os resultados indicaram que a resistência do Fibrekor foi significativamente maior que do Vectris Frame quando comparando os materiais com e sem suas respectivas cobertura das resinas. O modo de falha do Fibrekor foi predominantemente desunião com fratura da fibra e Vectris Frame, não apresentou falha de desunião. O modo de falha para Vectris Frame foi fratura da fibra com descamação e microfratura da matriz resinosa. Os autores concluíram que o material resinoso reforçado por fibra de vidro S2 unidirecional, Fibrekor, com e sem cobertura da resina, obteve uma resistência flexural significativamente mais alta que o material resinoso reforçado por fibras de vidro E bidirecional, Vectris Frame.

Drummond e Bapna (2003) avaliaram a resistência flexural de compósitos reforçados por fibras unidirecionais sob cargas estáticas e cíclicas, com e sem termociclagem. Os materiais selecionados foram os seguintes pinos endodônticos e barras disponíveis comercialmente: Carbon Post (Bisco), Esthetic Post (Bisco), Light Post (Bisco), Fibrekor Post (Jeneric/Pentron), Zirconia Post (Brassler), Luscent Anchors (Dentatus) e Fibrekor barras (Jeneric/Pentron). Para todos os materiais a resistência flexural foi determinada após armazenamento dos

corpos-de-prova em água ou secos por meio do teste de três pontos. Os corpos-de-prova foram termociclados em temperaturas entre 7 e 63°C por 6000 ciclos. Os resultados mostraram que os pinos reforçados com fibras de carbono (Carbon Post) e com fibras de vidro (Fibrekor) foram significativamente mais resistentes que os cerâmicos (Zirconia Post) e os outros materiais constituídos de compósitos reforçados por fibras de vidro. A ciclagem térmica causou uma diminuição significativa na resistência flexural (11-24%) de cada sistema compósito reforçado por fibras testado, os sistemas de pinos cerâmicos tiveram apenas uma diminuição de resistência de 2%. Para as barras de compósitos reforçados por fibras de vidro, não houve diferenças significantes entre os corpos-de-prova armazenados em água ou secos, mas houve uma diferença estatisticamente significativa entre a aplicação de cargas cíclicas e estáticas. Concluíram que a diminuição na resistência flexural devido à termociclagem e sob carga cíclica destes materiais indicam que a sua utilização no ambiente bucal aumenta sua degradação, e potencialmente diminui sua vida clínica.

Hirata et al. (2003) revisaram as fibras utilizadas em odontologia para reforço de estruturas, abordando as propriedades mecânicas destes materiais, bem como as aplicações em diferentes situações clínicas. Os autores concluíram que: 1) as próteses reforçadas com fibras mostraram-se mais resistentes que as não reforçadas; 2) as fibras de reforço podem ser utilizadas para substituir infra-estruturas metálicas nos casos de coroas unitárias, pontes fixas de 1 ou no máximo 2 elementos dentários, esplintagens e contenções ortodônticas; 3) apresentam melhor estética, pois possuem translucidez mais parecida com a do dente natural; 4) as fibras podem ser usadas de maneira direta e indireta; quando usadas com reforço intracanal, as fibras minimizam a propagação de tensões na raiz; 5) as próteses

realizadas com reforço de fibras requerem um menor número de sessões clínicas, quando comparadas com as que possuem estruturas metálicas.

Monaco et al. (2003) avaliaram o desempenho clínico de próteses parciais fixas com retentores tipo *inlay* com desenhos de infra-estruturas convencionais ou modificados, por um período de 12 a 48 meses. Confeccionaram 41 próteses parciais fixas com retentores tipo *inlay* reforçadas por fibras de vidro para substituir dentes superiores ou inferiores. As infra-estruturas foram feitas apenas com fibras paralelas em 19 restaurações (grupo 1) e com fibras paralelas e em rede com o desenho do pântico modificado em 22 restaurações (grupo 2) de acordo com as orientações dos fabricantes. Em todas as restaurações foram avaliadas mudança de cor, descoloração marginal, cáries secundárias, textura da superfície, adaptação marginal, fratura e sensibilidade pós-operatória. Como resultado os autores encontraram que ocorreram 3 fraturas parciais adesivas-coesivas da camada de resina nos pânticos no grupo 1, depois de 3, 4 e 8 meses, respectivamente. Uma fratura coesiva ocorreu em um pilar no grupo 2 depois de 46 meses. O grupo 1 mostrou uma taxa de falha de 16% e o grupo 2 mostrou uma taxa de falha de 5%. Entretanto, nenhuma diferença estatística foi detectada entre os grupos. As próteses parciais fixas receberam os mais altos escores nos seguintes quesitos: mudança de cor 71%, descoloração marginal 96%, cáries secundárias 99%, textura de superfície 88%, adaptação marginal 98%, fratura 90% e sensibilidade pós-operatória 100%. A análise estatística indicou deterioração significativa de mudança de cor da primeira até a última consulta. Os autores verificaram que houveram poucas fraturas da camada de resina com desenho modificado da infra-estrutura que não foram significativas em relação às próteses parciais fixas com desenho convencional. O reparo das fraturas da camada de

resina composta das próteses parciais fixas com retentores tipo *inlay* pode prolongar a vida útil das restaurações, mas é aconselhável somente em falhas superficiais.

Para investigar a confiabilidade do teste flexural biaxial e de três pontos, Palin et al. (2003a) utilizaram uma resina composta experimental à base de oxirane de baixa contração de polimerização (EXL596) comparada com 2 materiais restauradores à base de dimetacrilato, Filtek Z250 e Z100. Os corpos-de-prova para o teste flexural (n=10) eram barras retangulares medindo 25 mm de comprimento, 2 mm de espessura e 2 mm de altura para o teste de três pontos para cada material utilizado, e CP (n=10) eram em forma de pequenos discos medindo 11 mm de diâmetro e 2 mm de espessura para o teste de resistência flexural biaxial. Em seguida, de acordo com as normas da ISO, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência flexural, onde foram obtidos os seguintes resultados: as médias da resistência flexural biaxial e o módulo de Weibull (m) das resinas EXL596, Filtek Z250 e Z100 foram respectivamente 168 ± 11 MPa ($m=16,2 \pm 4$), 140 ± 12 MPa ($m=11,9 \pm 3$) e 126 ± 13 MPa ($m=10,2 \pm 2$), respectivamente. A resistência flexural para o teste de três pontos e o módulo de Weibull (m) para EXL596, Filtek Z250 e Z100 foram respectivamente: 113 ± 15 MPa ($m=9,2 \pm 2$), 92 ± 10 MPa ($m=8,5 \pm 2$) e 79 ± 16 MPa ($m=6,3 \pm 1$). Este estudo sugeriu que o teste de resistência flexural biaxial das resinas compostas produziram uma maior confiabilidade do que o método de flexão de três pontos. O aumento de confiabilidade do teste biaxial em detrimento do teste de três pontos foi resultado das diferenças na geometria e no preparo dos corpos-de-prova associados com os diferentes procedimentos dos testes. Foi sugerido que durante a fabricação dos corpos-de-prova retangulares para o teste de três pontos havia uma polimerização

não uniforme e que a secção de carga no corpo-de-prova também não é uniforme, variando de zero na camada neutra a uma máxima na outra superfície.

Para quantificar o grau de conversão do monômero e a resistência flexural de um material compósito experimental à base de oxirane (EXL596) comparado com 2 materiais compósitos restauradores à base de dimetacrilato disponíveis comercialmente (Z250 e Z100), Palin et al. (2003b) utilizaram o espectroscópio infra-vermelho Fourier para avaliar o grau de conversão de 5 corpos-de-prova e o teste de resistência flexural de 2 pontos (Biaxial) em 20 corpos-de-prova para analisar a resistência flexural de cada material seguindo 0.1; 0.5; 1; 4; 24 e 48 horas de imersão em água destilada contida em um frasco livre da passagem de luz mantidos à 37°C. Os resultados mostraram que o grau de conversão dos compósitos Z250 e Z100 seguindo 0.1; 0.5 e 1 hora pós-irradiação foi significativamente maior que o grau de conversão do compósito EXL596 para o mesmo período de imersão. Isto foi manifestado como uma diminuição significativa na resistência flexural do EXL596 comparado com Z250 e Z100 para 0.1; 0.5 e 1 hora após o período de irradiação. O grau de conversão e resistência flexural do EXL596 foi significativamente maior que Z250 e Z100 seguindo 24 horas de imersão. Concluíram que a metodologia utilizada no presente estudo produziu uma ferramenta útil na análise quantitativa da conversão do monômero à base de metacrilato e oxirane. O grau de conversão do compósito experimental à base de oxirane foi significativamente menor comparado com Z250 e Z100 seguindo uma hora pós-irradiação e embora o potencial para uma diminuição da magnitude de força de contração pode ser realizada, o lento desenvolvimento da resistência flexural biaxial dentro da primeira hora de serviço poderia ser impraticável para uso clínico sob situações de carga mastigatória.

Wang et al. (2003) realizaram uma revisão sobre os mais importantes testes laboratoriais que avaliam as propriedades mecânicas dos materiais odontológicos, na tentativa de demonstrarem sua aplicabilidade e relevância. Descreveram para que servem e como são realizados os testes: de resistência à tração, de compressão diametral, de resistência compressiva, coeficiente de Poisson, resistência à fadiga, dureza e resistência flexural. Segundo os autores a resistência flexural de um material é a habilidade para curvar-se antes de fraturar-se. É obtida quando a flexibilidade final de um material é alcançada antes do limite de proporcionalidade. Forças flexurais são o resultado de forças geradas em situações clínicas e os materiais odontológicos necessitam suportar repetidas, curvaturas e inclinações. Uma elevada resistência flexural é desejada uma vez que estes materiais estão sob ação de forças da mastigação que podem induzir a deformações permanentes. Para avaliar a resistência flexural de material odontológico, geralmente são usados corpos-de-prova em forma de barra com dimensões de 25 mm de comprimento X 2 mm de largura X 2 mm de altura (ISO 9917-2). Os corpos-de-prova são colocados em dois suportes e a carga é aplicada no centro. Este teste é conhecido como teste de três pontos. A carga produzida no corpo-de-prova é calculada pela seguinte fórmula: $P = \frac{3}{2} \frac{Fl}{bd^2}$, sendo: P= carga final de fratura; l = distância entre os suportes; b = largura do corpo-de-prova; d = espessura do corpo-de-prova. Concluem os autores que 1) devido aos muitos produtos lançados no mercado odontológico, torna-se difícil para os dentistas relacionarem os materiais odontológicos; 2) embora os testes mecânicos não desempenhem o real desempenho clínico, eles representam um importante parâmetro de análise; 3) o conhecimento dos principais testes de laboratório é muito

importante; 4) existem muitos testes mecânicos para avaliar os materiais odontológicos; cada um deles com características e parâmetros próprios.

Procurando estudar os compósitos reforçados com fibras pré-formadas e investigar o efeito da espessura da camada e configurações, nas propriedades da resina, Xu et al.(2003) silanizaram fibras de vidro impregnadas com uma resina, polimerizaram-nas e cortaram-nas para formar “inserts” para as restaurações das cavidades dentárias. Foram confeccionados também três grupos com corpos-de-prova de 2 mm X 2 mm X 25 mm, constituídos por: uma barra de resina pré-formada no centro de uma resina composta híbrida, com uma fina camada no lado de tração dos corpos-de-prova; e uma fina camada foi prensada entre as camadas de resina composta híbrida. Estes corpos-de-prova foram testados através de um teste flexural de três pontos, para mensurar a resistência, modo e módulo de fratura. Um microscópio eletrônico de varredura e óptico foi usado para examinar as restaurações e a distribuição das fibras. Os resultados ao exame do microscópio das cavidades dentárias com os “inserts” mostraram que as fibras estavam relativamente uniformes dentro das preformadas, e os “inserts” estavam bem unidos à resina composta híbrida ao redor. Os corpos-de-prova (n=6) consistindo de uma barra de fibras pré-formadas no centro da resina composta híbrida apresentaram uma resistência flexural (média, d.p) de 313 (\pm 19) MPa, significativamente mais alta que 120 (\pm 16) MPa da resina composta híbrida sem fibras de acordo com o teste de Tukey. O modo de fratura foi aumentado cerca de sete vezes e o módulo dobrou devido ao reforço com fibras pré-formadas, melhoras similares foram obtidas pelos outros dois grupos. Os autores concluíram que melhoras substanciais na resistência flexural, rigidez e dureza foram alcançadas pelos compósitos reforçados com fibras pré-formadas. O método de umedecimento

das pré-formadas concedeu um suprimento superior de reforço para as restaurações e devem melhorar o desempenho das resinas compostas restauradoras diretas em restaurações amplas sujeitas à elevadas cargas oclusais.

Alander et al. (2004) examinaram a emissão de sinais acústicos de 6 FRCs disponíveis comercialmente usados em infra-estruturas de próteses parciais fixas. Vinte e quatro grupos (n=6) foram confeccionados com as seguintes fibras de vidro: Stick (Stick Teck), Everstick (Stick Teck), Vectris (Ivoclar), Fibrekor (Jeneric/Pentron), e as de polietileno: Connect (Kerr), Ribbond (Ribbond). Metade dos corpos-de-prova foram polimerizados com aparelho fotopolimerizador Elipar (ESPE) por 20 segundos dos dois lados dos corpos-de-prova, seguidos pela polimerização no aparelho Liculite (Dentsply) por 15 minutos de acordo com as recomendações dos fabricantes, e a outra metade foi polimerizada por meio do aparelho Elipar por 40 segundos dos dois lados dos corpos-de-prova. O teste de resistência flexural dos corpos-de-prova foi baseado na norma ISO 10477, depois os corpos-de-prova foram armazenados a seco ou em água por 2 semanas. Os sinais de emissão acústica foram monitorados durante o teste de três pontos, aumentando os níveis de carga até que os corpos-de-prova fraturassem. O nível de estresse requerido para o início da atividade dos sinais de emissão acústica alcançou entre 107 MPa (Ribbond) a 579 MPa (Everstick). A resistência flexural encontrada para os corpos-de-prova foi mais alta, estando entre 132 a 764 MPa, sendo mais alta para o Everstick e para o Vectris e mais baixa para o Ribbond. Não foi mostrada nenhuma diferença estatística entre o início da atividade de emissão acústica e a resistência flexural de acordo com a marca, condições de armazenamento e procedimento de polimerização. Os resultados deste estudo sugerem que os sinais de emissão

acústica dos corpos-de-prova reforçados por fibras iniciaram a um nível de estresse mais baixo (19 a 32%) do que o da fratura final ocorrida.

Cho et al. (2004) examinaram a adaptação marginal, resistência à fratura e padrão das coroas de cerômero FRCs com respeito ao tipo de linha de acabamento empregado. Para isso, quatro matrizes metálicas com diferentes linhas de término (chanfrado de 0,9 mm, chanfrado de 1,2 mm, ombro arredondado de 1,2 mm e ombro de 1,2 mm) foram preparadas através da moldagem de quatro incisivos centrais superiores direitos com as linhas de término descritas acima e com o ângulo de convergência oclusal de 6° para todas as coroas. Quarenta coroas (10 para cada linha de término) Targis/Vectris foram fabricadas com matrizes metálicas com a base duplicada. As restaurações foram avaliadas estereomicroscopicamente em 56 pontos escolhidos randomicamente na totalidade da margem circunferencial para mensurar a adaptação marginal antes e após a cimentação com agente de cimentação resinoso Variolink II (Ivoclar/Vivadent). Os corpos-de-prova sofreram então uma carga compressiva à fratura usando uma máquina de teste universal (UTM Zwich Z010) com uma velocidade de 5 mm/min. A adaptação marginal (μm) foi analisada com o teste de Kruskal-Wallis e por meio do Teste de Dunnet ($\alpha=0.05$). A carga de fratura (N) foi analisada com análise de Variância (ANOVA) de um critério, e quando as diferenças foram significantes um teste de comparação múltipla foi realizado utilizando um método de Scheffe ($\alpha=0.05$). As superfícies fraturadas das coroas foram examinadas com microscópio eletrônico de varredura para determinar o modo da fratura. Os resultados mostraram que a adaptação marginal nas coroas com término de acabamento em ombro foi significativamente melhor que nas coroas com linha de acabamento em chanfrado antes e depois da cimentação ($P<0.001$). O aumento da fenda marginal depois da cimentação foi mais baixo para o grupo

arredondado de 1,2 mm. A resistência à fratura das coroas com chanfrado de 0,9 mm e das coroas com chanfrado de 1,2 mm foi significativamente maior que aquelas das coroas com ombro e com ombro arredondado de 1,2 mm ($P=0.11$ e $P=0.49$, respectivamente). A carga à fratura média para todas as coroas, independentemente do desenho da linha de término, foi de 1.646 N. As superfícies fraturadas das coroas revelaram falhas adesivas e três tipos de falhas coesivas (fratura do Targis e do Vectris, fratura do Targis com o rompimento da camada do Vectris e esmagamento sem fratura). Concluíram que as fendas marginais foram maiores para os corpos-de-prova com linha de término chanfrado do que para os corpos-de-prova com linha de término em ombro. Entretanto, a resistência à fratura dos corpos-de-prova com linha de término em chanfrado foi maior do que os corpos-de-prova com linha de término em ombro.

Gomes et al. (2004) realizaram uma abordagem sobre próteses estéticas sem metal. Apresentaram a composição e classificação dos materiais cerâmicos e poliméricos, relatando um breve histórico do desenvolvimento destes materiais; características dos preparos; desvantagens; indicações e limitações de uso e cimentação, como também alguns casos clínicos. A seguir, abordam as resinas laboratoriais de segunda geração apresentando sua composição, características gerais e classificação quanto à polimerização. Realizaram também uma abordagem sobre o sistema de FRCs; suas indicações, processo de cimentação adesiva; finalizando com a apresentação de casos clínicos. Os autores concluíram que as cerâmicas e resinas laboratoriais de segunda geração proporcionam altos níveis de confiabilidade clínica e aparência estética natural, afirmando que a odontologia *metal free* já é parte integrante da odontologia contemporânea.

Hamza et al. (2004) determinaram a resistência à fratura e resistência flexural de diferentes tipos de resinas restauradoras provisórias reforçadas com diferentes fibras disponíveis comercialmente. Prepararam um total de 105 corpos-de-prova para cada teste; corpos-de-prova compactos medindo 12 mm de comprimento X 14,4 mm de altura X 4 mm de espessura foram confeccionados para o teste de resistência à fratura e corpos-de-prova medindo 25 mm de comprimento X 2 mm de altura X 2 mm de espessura foram confeccionados para o teste de resistência flexural. Os corpos-de-prova foram divididos em 3 grupos (n=35) de acordo com o tipo de resina usada: Jet (Land Dental), Trim (Harry J. Bosworth), e Themphase (Kerr) e, cada grupo foi dividido em 7 subgrupos (n=5) de acordo com o tipo de fibra de reforço: Construct (Kerr), Fibrestick (Stick Teck), Ribbond normal (Ribbond), Ribbond THM (Ribbond), Ribbond triaxial (Ribbond), ou Fibrenet (Stick Teck). Foram confeccionados corpos-de-prova sem reforço com fibras que serviram como controle. As fibras de reforço Fibrestick e Construct mostraram um aumento significativo na média da resistência à fratura em relação aos corpos-de-prova sem o reforço de fibras (grupo controle) para todas as resinas testadas, entretanto não houve diferença significativa entre as fibras Fibrestick e Construct quanto ao grau de reforço. A média dos valores de resistência foram significativamente aumentada por diferentes combinações de fibra e resina. Concluíram que a adição de fibras às resinas provisórias aumentaram sua resistência à fratura e resistência flexural.

O efeito do reforço de fibras de vidro e do tempo de armazenagem em água na resistência à fratura de materiais para coroas provisórias e PPF à base de polímero foram estudados por Kin e Watts (2004). Utilizaram neste estudo quatro materiais para coroas e próteses parciais fixas à base de polímeros (A: Protemp 3

Garante-3M/ESPE, B: Quicktemp-Schottlander, C: Fast Set Temphase-Kerr e D: Trim-Bosworth) e uma fibra de vidro unidirecional (Stick-Stick Teck) foi selecionada como reforço. Cinco corpos-de-prova sem reforço (grupo controle) e cinco corpos-de-prova reforçados com fibra de vidro (Stick) foram fabricados com 3 materiais provisórios à base de dimetacrilato (A, B e C) e 1 material provisório à base de monometacrilato (D). Os corpos-de-prova foram armazenados em água à 37°C por 1,7, 30 ou 60 dias e, em seguida sofreram uma carga em uma máquina de três pontos (Howden Universal Testing) com uma velocidade de 0,1 mm/s. O modo de resistência à fratura foi calculada usando a carga máxima e então os resultados dos dois grupos foram comparados. O efeito da armazenagem em água na resistência à fratura foi também avaliado. De acordo com os resultados obtidos a resistência à fratura dos materiais provisórios reforçados com fibras de vidro (7,5 a 13,8 MN^{-1,5}) foi significativamente mais alto que os materiais sem reforço. O teste de variância ANOVA mostrou uma pequena e gradual diminuição da resistência à fratura dos corpos-de-prova reforçados com fibras de vidro que ocorreu com a armazenagem em água, mas essa diminuição não foi estatisticamente significante, quando comparou-se a armazenagem em água por um dia e dois meses ($P>0.05$), exceto para o material A=Protemp 3 Garante; ($P=0,43$). Os autores concluíram que a resistência à fratura dos materiais à base de polímero para próteses parciais fixas e coroas foi significativamente aumentada por um fator de 4,4 a 5,5 quando foram reforçados com fibras de vidro unidirecionais e que os materiais armazenados em água por mais de dois meses ainda tiveram uma resistência à fratura maior que 7 MN^{-1,5}, conseqüentemente tiveram um desempenho satisfatório.

Lassila e Vallittu (2004) investigaram a influência de uma quantidade relativamente baixa de fibras nas propriedades flexurais de uma estrutura de FRC e

determinaram o conteúdo de monômero residual dos corpos-de-prova após diferentes condições de polimerização por luz. Utilizaram neste estudo os seguintes materiais: Ativador Sinfony – ESPE, resina composta híbrida para dentina Sinfony – ESPE cor A1, a fibra de vidro-E unidirecional contínua Stick- Stick Tech e os seguintes aparelhos de polimerização: Visio Beta e Liculite. Foram realizados seis grupos de estudo com quatro corpos-de-prova cada: Grupo I =Resina Sinfony/Visio Beta/sem fibra; Grupo II=Resina Sinfony/ Liculite/ sem fibra; Grupo III= Resina Sinfony/ Visio Beta/ 24% de fibras posicionadas no lado de compressão ou, no meio (eixo neutro de forças) ou, no lado de tração; Grupo IV= Resina Sinfony/ Liculite/ 24% de fibras posicionadas ou no lado de compressão, ou no meio, ou no lado de tração; Grupo V= Resina Sinfony/ Visio Beta/ 24% de fibras posicionadas verticalmente (ao longo eixo da parede da matriz); Grupo VI= Resina Sinfony/ Liculite/ 24% de fibras posicionadas verticalmente. Para a confecção dos corpos-prova foi utilizada uma matriz de aço inoxidável de 25 mm X 2 mm X 2 mm de acordo com a ISO 10477. Estes corpos-de-prova foram submetidos ao teste de três-pontos para mensurar suas propriedades flexurais. Como resultado encontrou-se que: a posição da camada de FRC teve um efeito significativo na resistência flexural de acordo com o teste de ANOVA ($P<0.001$). O tipo de aparelho fotopolimerizador também apresentou efeito na resistência flexural de aproximadamente 250 MPa, enquanto que os FRCs posicionados no lado de tração mostraram resistência flexural entre 500-600 MPa. O módulo flexural médio com FRCs posicionadas horizontalmente foi de 9-12 GPa; nenhuma diferença significativa foi encontrada entre esses grupos. Entretanto, quando o reforço de fibras foi posicionado verticalmente, o módulo flexural aumentou para 16 GPa. Os corpos-de-prova com 24% de fibras de vidro por volume contiveram 52% menos monômero residual que

os corpos-de-prova sem fibras de vidro. Os autores concluíram que: 1) o conteúdo de monômero foi mais baixo nos corpos-de-prova polimerizados com aparelho com mais alta temperatura de polimerização e intensidade de luz- Liculite; 2) para se otimizar a resistência flexural e uma construção de FRC com baixa fração de fibras, as fibras deveriam ser posicionadas no lado de tração dos corpos-de-prova; 3) para se otimizar a dureza na construção dos corpos-de-prova, a camada rica em fibras deveria ser estendida verticalmente.

Com o objetivo de investigar a resistência à fadiga e dureza de compósito reforçado com fibras de vidro-elétrico (E-glass) com matriz polimérica de dimetacrilato, Narva; Lassila e Vallittu (2004) confeccionaram 12 corpos-de-prova de FRCs de monômero dimetacrilato uretano fotopolimerizável (Triad Gels-Dentsply) e fitas avulsas de vidro-E, unidirecionais (Stick-Stick Tech) pré impregnada com polimetilmetacrilato. Duas secções de 60 mm de fibras de vidro foram cortadas e colocadas em uma superfície de polietileno e um gel de monômero, o qual penetra entre os poros das fibras da matriz pré-polimérica termo plástica, causando sua dissolução. Em seguida, as fibras foram armazenadas a uma temperatura ambiente de $22^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ em uma caixa protegida da luz por 2 dias para obter mais alto grau de impregnação das fibras brancas com o monômero, o qual foi evidente quando as fibras brancas tornaram-se transparentes. As fibras foram alinhadas longitudinalmente para formar cilindros, e a resina foi polimerizada inicialmente utilizando uma unidade de polimerização (Demetron Optilux 400-Kerr Dental) por 40 segundos com uma intensidade de $600\text{mW}/\text{cm}^2$. A polimerização final dos cilindros de FRC foi realizada com uma unidade fotopolimerizadora com lâmpada halógena de 270 W (Triad 2000-Dentsply) por 4 minutos. Seis cilindros foram armazenados em condições secas e seis em água destilada por 30 dias antes do teste. A

resistência à fadiga foi mensurada por um teste de fadiga à deflexão-constante com 1 mm de deflexão através da extensão do corpo-de-prova de 11 mm para um máximo de 150.000 ciclos de carga. A resistência do cilindro contra a deflexão foi mensurada (N) e os valores médios da força foram comparados pela análise de Variância de um critério ($\alpha=0.05$). O módulo flexural (GPa) foi calculado para os cilindros armazenados a seco e em água para o primeiro ciclo de carga. O microscópio eletrônico de varredura foi usado para verificar a distribuição das fibras e a porcentagem por volume de fibras e o polímero foi verificado por análise de oxidação. Os resultados mostraram que os corpos-de-prova cilíndricos não fraturaram apesar de terem sido fadigados com uma carga de 150.000 ciclos. O módulo flexural do primeiro ciclo de carga foi 18.9 (± 2.9) GPa e 17,5 (± 1.7) GPa para os cilindros estocados à seco e em água respectivamente. A força média requerida para causar a primeira deflexão de 1 mm foi de 33.5 (± 5.2) N e 37.7 (± 3.6) N para os cilindros estocados à seco e em água, respectivamente, entretanto, as diferenças não foram significantes. Após 150.000 ciclos a força média para causar 1 mm de deflexão foi significativamente reduzida para 23.4 (± 8.5) N e 13.1 (3.5) N, respectivamente ($P<0.0001$). A análise ao microscópio eletrônico de varredura demonstrou áreas ricas em fibras e polímeros dentro dos corpos-de-prova e indicaram que as fibras individuais foram bem impregnadas pela resina. O estudo da análise de oxidação identificou que o conteúdo de fibras era 35.9% do volume. Os resultados deste estudo sugeriram que a resistência à fadiga dos materiais reforçados por fibras examinados, foi aumentada, no entanto, a redução no módulo flexural dos compósitos reforçados por fibras pode restringir seu uso onde alta rigidez é requerida, tais como em grampos de próteses parciais removíveis.

Opdom et al. (2004) investigaram o desempenho clínico de restaurações de compósitos para dentes posteriores em estudantes de odontologia. Confeccionaram restaurações de compósito Classe I e II que foram avaliadas do segundo ao quarto ano a cada 6 meses para verificar sua aceitabilidade clínica. Nos casos de substituição ou reparo das restaurações essas eram anotadas na ficha clínica. Foram avaliadas 703 restaurações em compósito posterior em 382 estudantes. Após 5 anos 560 das 703 restaurações foram consideradas clinicamente aceitáveis; 49 restaurações foram consideradas como funcionalmente presentes; 94 restaurações falharam. As principais razões para falha foram: fratura, cáries, tratamento endodôntico, margens defeituosas e ausência de contato proximal. A taxa de sobrevivência destas restaurações foi de 87%, resultando em uma falha anual de 2,8%. Os autores concluíram que os estudantes de odontologia são adequados para terem suas cavidades restauradas com compósitos para dentes posteriores com uma taxa de fratura média anual aceitável.

Com o objetivo de avaliar a resistência à flexão das resinas compostas diretas Filtek™ Z-250, Filtek™ P-60, Z-100 e Solitaire 2 por meio do ensaio de três pontos, utilizando o grupo controle o compósito Artglass, Rocha et al. (2004) confeccionaram corpos-de-prova medindo 25 mm X 2 mm X 2 mm. Para a fotoativação dos compósitos diretos os corpos-de-prova foram divididos em quatro segmentos compatíveis com o diâmetro da unidade fotoativadora (XL 2500) e polimerizados por 40 segundos. Para o compósito indireto, a polimerização foi realizada no forno UniXS, por 90 segundos, seguindo a orientação do fabricante. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada, permanecendo em estufa a 37°C por 24 horas, sendo então submetidos ao ensaio de resistência à flexão. Os resultados mostraram que os compósitos Filtek™ Z-250,

Filtek™ P-60 e Z-100 se comportaram de maneira semelhante ao Artglass, ficando a resina Solitaire 2 com médias de resistência à flexão inferiores ao grupo controle.

Silva (2004) avaliou a resistência flexural de dois sistemas de fibras de vidro unidirecionais e duas cerâmicas utilizadas como subestrutura de próteses parciais fixas por meio do teste de três pontos. Foram confeccionados quatro grupos com 10 corpos-de-prova cada, e dimensões de 25 ± 2 mm X $2 \pm 0,1$ mm X $2 \pm 0,1$ mm (ISO 10477) para as fibras de vidro e 25 ± 5 mm X $4 \pm 0,25$ mm X $1,2 \pm 1,2$ mm (ISO 6872) para as cerâmicas, seguindo as orientações dos fabricantes, sendo: GI-Vectris Pontic® (Ivoclar/Vivadent), GII-Fibrex Medial® (Angelus Soluções Odontológicas), GIII-IPS Empress® 2 (Ivoclar/Vivadent) e GIV-VITA In-Ceram® Zircônia. Os corpos-de-prova foram armazenados secos, à temperatura ambiente, em recipientes plásticos, sem interferência da luz e submetidos ao teste de três pontos. Os valores médios de resistência à flexão obtidos foram de $516,04 \pm 58,44$ MPa para GI, $505,23 \pm 85,57$ MPa para GII, $182,73 \pm 50,33$ MPa para o GIII e $442,37 \pm 99,89$ para o GIV. O padrão de falha observado foi de fratura incompleta para as fibras de vidro e fratura completa para as cerâmicas. Verificou-se a inexistência de diferenças estatísticas significantes entre os grupos de fibras de vidro. Concluiu-se que as fibras de vidro utilizadas neste experimento apresentaram desempenhos de resistência flexural semelhantes e os resultados sugeriram a possibilidade da utilização das fibras de vidro como alternativa às ligas metálicas em situações clínicas bem indicadas de próteses parciais fixas. As cerâmicas apresentaram diferentes desempenhos de resistência flexural, sendo o sistema VITA In-Ceram® Zircônia capaz de resistir a maior carga aplicada comparada ao sistema IPS Empress 2® (Ivoclar/Vivadent).

Com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de quatro tipos de inlays, três sistemas de resinas compostas e um sistema cerâmico, fixados com cimento resinoso, Soares et al. (2004) utilizaram 60 molares inferiores humanos, nos quais foram confeccionadas cavidades MOD com expulsividade de 6°, seguindo os princípios para preparos de *inlays* de resinas compostas e de cerâmicas. As cavidades foram restauradas com os seguintes materiais: Duceram LFC (Ducera), Solidex (Shofu) Artglass (Heraeus Kulzer) e Targis (Ivoclar) e cimentadas com Rely X (3M); o sistema adesivo utilizado foi o Single Bond (3M/ESPE). Cada dente foi individualmente fixado em um cilindro contendo um material de impressão polieter Impregum F (3M/ESPE) 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte reproduzindo o ligamento periodontal e armazenado a 37° C e 100% de umidade por 24 horas. Os dentes foram submetidos a uma carga de compressão axial a uma velocidade de 0,5 mm/min. A análise estatística por meio do teste ANOVA de um critério e comparação múltipla de Tukey revelaram que os dentes restaurados com Duceram LFC ($205,44 \pm 39,51$ Kgf) mostraram a resistência à fratura estatisticamente inferior que os outros três grupos restaurados com resinas compostas indiretas Solidex ($293,16 \pm 45,86$ Kgf), Artglass ($299,87 \pm 41,08$ Kgf) e Targis ($304,23 \pm 52$ Kgf).

Procurando avaliar a resistência à flexão de dois compósitos, um microhíbrido (Filtek™ Z-250 – 3M/ESPE) e outro de micropartícula (Durafill VS – Heraeus Kulzer), comparando os dispositivos de LED (Ultrablue – DMC e L.E.Demetron – Kerr) e um fotoativador de lâmpada halógena (Optilux 501 – Kerr) Carvalho et al. (2005) confeccionaram 6 grupos de estudo, sendo 3 para cada material. Os corpos-de-prova mediam 25 mm X 2 mm X 2 mm (ISO 4049). A fonte de luz foi selecionada para cada grupo, sendo cinco corpos-de-prova feitos para cada conjunto compósito/fotoativador. Após irradiação (40 segundos por região), o

conjunto matriz/corpo-de-prova foi mantido em água a 37°C por quinze minutos, quando então o corpo-de-prova foi removido do molde e armazenado em água destilada a 37°C durante 15 minutos. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de flexão de três pontos. De acordo com os resultados foi constatado que: 1) os aparelhos fotoativadores utilizados causaram comportamentos distintos das diferentes resinas compostas utilizadas; 2) as intensidades luminosas dos diferentes equipamentos foram suficientes para promover a fotoiniciação adequada dos compósitos testados, apesar das diferenças estatísticas encontradas; 3) a resina microhíbrida Filtek™ Z-250 apresentou resistência à flexão significativamente mais alta que a resina de micropartícula Durafill VS, independente do fotoativador utilizado; 4) o aparelho Ultrablue foi melhor que o L.E.Demetron para o compósito híbrido, mas foi pior para o compósito de micropartícula.

Narva; Lassila e Vallittu (2005) determinaram a resistência e o módulo flexural por meio do teste de três pontos de polímeros de base de próteses reforçadas com diferentes reforços de fibras. Confeccionaram corpos-de-prova medindo 3 X 5 X 50 mm de polímero de base de prótese autopolimerizável (Palapress – Heraeus/Kulzer) reforçado com 4 fibras de diferentes marcas comerciais (Ribbond – Ribbond, Fibrekor – Jeneric/Pentron, Everstick – StickTech, Stick – StickTech). Os grupos de estudo foram divididos em: a) sem fibras de reforço (controle); b) fibras de polietileno não-impregnadas; c) fibras de vidro impregnadas com monômeros fotoativados; d) fibras de vidro pré-impregnadas com polímeros porosos; e) fibras de vidro impregnadas com monômeros-polímeros fotoativáveis. As fibras foram orientadas paralelamente ao longo eixo dos corpos-de-prova e embebidas dentro da resina para base de prótese no lado de compressão (n=7) ou no lado de tração (n=7). Os corpos-de-prova foram armazenados a seco e

submetidos à resistência flexural de três pontos. Os resultados mostraram que 1) a marca e a posição das fibras influenciaram significativamente na resistência flexural. Entretanto, a posição das fibras não influenciou no módulo flexural. Os resultados sugeriram que as fibras impregnadas e pré-impregnadas reforçam os polímeros de base de prótese mais que as fibras não impregnadas; 2) o reforço de fibras colocado no lado de tração resultou em valores de resistência e módulo flexural consideravelmente mais altos comparados à mesma quantidade de fibras colocadas no lado de compressão.

Nitta (2005) investigou a influência dos diâmetros das pontas ativas de um aparelho de LEDs na polimerização de compósitos fotoativados. Foi utilizado o LED LUX O MAX (Akeda Dental) com 3 diâmetros de ponta ativa: 4, 8 e 10 mm. Variações de intensidade da luz com o tempo de irradiação de cada luz foram mensuradas. Dois compósitos: Clearfil AP-X (Kuraray) e Tetric Ceram (Ivoclar/Vivadent) foram expostos a 10, 20, 30 ou 40 segundos de irradiação. Além disso, a profundidade de polimerização dos corpos-de-prova foi mensurada pelo método de raspagem, e a dureza Knoop foi mensurada em intervalos de 0,5 mm. A intensidade de luz relativa da ponteira de 8 mm e 10 mm foram de 45 e 32% daquela da ponteira de 4 mm. Com uma profundidade de polimerização de 2 mm, a ponta de 4 mm produziu uma dureza significativamente maior que as outras. Quando o tempo de irradiação foi aumentado, a dureza Knoop para a ponteira de 4 mm não foi significativamente diferente das outras. Este estudo mostrou que a polimerização do compósito fotoativado foi afetada pelo diâmetro da ponteira do aparelho LED.

Para investigar as diferenças na confiabilidade dos dados obtidos por meio dos testes de três pontos e biaxial de um compósito irradiado por um aparelho de fotoativação manual e por um forno de fotoativação, Palin; Fleming e

Marquis (2005) confeccionaram 20 corpos-de-prova em forma de barra (25 X 2 X 2 mm) para o teste de três pontos e corpos-de-prova em forma de disco (12 mm de diâmetro X 2 mm de espessura) para o teste biaxial. As médias do módulo de Weibull e grau de conversão para cada aparelho fotoativador foram obtidas seguindo 24 horas de imersão em água destilada em frascos que impediam a passagem de luz a $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Uma diminuição na resistência flexural do teste de três pontos em comparação com o teste biaxial foi identificada para os corpos-de-prova irradiados com ambos os tipos de aparelhos. O módulo de Weibull dos dados obtidos do teste de três pontos associados ao aparelho manual foi significativamente diminuído quando comparado ao forno fotoativador. Em contrapartida, o módulo de Weibull dos dados obtidos do teste biaxial associado ao forno fotoativador não foi significativo. Foi observada uma diminuição significativa no grau de conversão dos corpos-de-prova submetidos ao teste de três pontos e biaxial irradiados com aparelho fotoativador manual comparada ao forno fotoativador. Os autores concluíram que: 1) um melhoramento na confiabilidade experimental combinada com o aumento da relevância clínica na geometria dos corpos-de-prova em forma de discos comparados aos corpos-de-prova em forma de barras podem defender o uso da metodologia do teste flexural biaxial como padrão para assegurar a resistência dos compósitos odontológicos fotoativados; 2) as diferenças na extensão da polimerização dos corpos-de-prova de compósitos fotoativados com forno fotoativador não foram condizentes com uma dose equivalente de densidade de energia de luz; 3) as diferenças na eficiência de polimerização pode estar associada com a quantidade de energia de luz aproveitada emitida pelo aparelho manual comparado ao forno fotoativador.

A influência das variações térmicas, por meio do processo de termociclagem, na resistência flexural dos compósitos foi avaliada por Santos; Pederiva e Diegoli (2005). Foram confeccionados bastonetes de 20 mm de comprimento por 2 mm de diâmetro utilizando-se os compósitos Durafill e Z-100, que foram divididos em: 60 amostras de Durafill (30 com termociclagem e 30 sem termociclagem) e 60 amostras de Z-100 (30 com termociclagem e 30 sem termociclagem). As amostras termocicladas foram submetidas a 1200 ciclos térmicos a temperaturas de $5^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e $55^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, tendo a duração de 20 segundos cada banho, enquanto as amostras restantes foram mantidas em água à temperatura ambiente. Terminados os ciclos todas as amostras foram submetidas ao teste de resistência flexural de três pontos. Os resultados médios foram: Durafill sem termociclagem: $5,83 \pm 1,12$ MPa, Durafill com termociclagem: $5,35 \pm 0,87$ MPa; Z-100 sem termociclagem $12,12 \pm 2,84$ MPa; Z-100 com termociclagem: $10,86 \pm 3,91$ MPa. Concluíram que nas condições empregadas neste estudo, a termociclagem não demonstrou influência significativa na resistência flexural do compósito Z-100 e influenciou estatisticamente na resistência flexural do compósito Durafill.

Uctasli et al. (2005) comparam a taxa de polimerização iniciada por luz e o grau de conversão de um FRC que continha matriz resinosa de dimetacrilato ou matriz resinosa semi-interpenetrada por polímero (semi-IPN), e avaliaram também o impacto de diferentes tipos de unidades fotopolimerizadoras e durações de irradiação nessa mesma propriedade da matriz polimérica da FRC quando comparada às resinas compostas particuladas e sem carga. O grupo I era constituído por FRCs unidirecionais contínuas constituídas de fibras de vidro silanizadas E-Glass (Ahstrom) as quais foram impregnadas com sistema resinoso dimetacrilato fotopolimerizável; o grupo II, por fibras pré-impregnadas com

polimetilmetacrilato (PMMA) reimpregnada com dimetacrilato para formar a matriz resinosa semi-IPN e, como controle foram usadas as resinas compostas fotopolimerizáveis Stick (sem partículas de carga) e Filtek Z-250 (com partículas de carga). A matriz em que foram confeccionados os corpos-de-prova possuía 1,8 mm de espessura e 6,5 mm de diâmetro. Os corpos-de-prova foram fotoativados usando vários tempos de irradiação e diferentes tipos de unidades fotopolimerizadoras: lâmpada halógena de quartzo-tungstênio com ponteira padrão (Optilux 501 – Sybron/Kerr); luz emitida por diodo (Elipar – Freelight 2 – 3M/ESPE); e arco de plasma (Apollo 95 E). O grau de conversão do monômero durante e após a fotopolimerização foi monitorado pelo aparelho de espectrometria infra-vermelho de Fourier. O espectro infra-vermelho foi registrado antes da exposição à luz (0 min) e após a fotopolimerização (1.5, 3, 6, 9, 12 e 15 minutos). Os resultados mostraram diferenças significantes entre os materiais testados. O grau de conversão dos FRCs com matriz resinosa de dimetacrilato ou semi-IPN não foi estatisticamente diferente comparados à resina sem carga (Stick). A lâmpada halógena convencional com ponteira turbo mostrou o mais alto grau de conversão dos monômeros (69 – 72.3%), enquanto o arco de plasma mostrou o mais baixo grau de conversão (47 – 62%). Os autores concluíram que: 1) o FRC com matriz resinosa semi-IPN não mostrou diferença no grau de conversão comparado ao FRC com matriz resinosa de dimetacrilato quando foram usadas lâmpadas halógenas ou LED; 2) o arco de plasma mostrou um grau de conversão mais baixo para todos os materiais quando comparado ao LED e luz halógena.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propõe:

- Avaliar in vitro a resistência flexural de uma resina composta direta e uma resina laboratorial de segunda geração associadas ou não a fibras de vidro;
- Observar se o tipo da fonte de luz fotoativadora interfere na resistência flexural dos materiais estudados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Neste trabalho foram avaliados dois materiais resinosos e uma fibra de vidro multidirecional.

4.1.1 Resina composta - Filtek™ Z-250 (3M/ESPE)¹

A resina composta Filtek™ Z-250 (Figura 1) é uma resina microhíbrida, fotoativada, radiopaca, apresenta partículas de vidro que variam de 0,01 µm a 3,5 µm com tamanho médio de 0,6 µm, e 60% de carga inorgânica em volume e 82% em peso, tem como indicações restaurações estéticas diretas e indiretas (3M/ESPE, 2005).

4.1.2 Resina Laboratorial de Segunda Geração – CeseaDST II (Kuraray®)²

A CeseaDST II (Figura 2) é um composto híbrido formado por sílica pirogência, sílica pré-polimerizada e vidro de quartzo (82%), resina e aditivos (18%). A tecnologia de polímeros tridimensionais da CeseaDST II se baseia na utilização do Uretano Tetrametacrilato (UTMA), que possui uma molécula com quatro monômeros funcionais que polimerizam em retículo tridimensional caracterizado por alta elasticidade e flexibilidade muito baixa (KURARAY, 2005).

¹ Resina composta Filtek™ Z-250. cor A2. Lotes nº 2007-11, 2008-02, 20007-12, 2002-05bb

² Resina Laboratorial de Segunda Geração CeseaDST II. Cor A2. Lotes nº 00039B, 00014B, 00007B, 00029B

4.1.3 Fibra de vidro FIBREX-**coronal** (Angelus®)³

O sistema FIBREX-Lab é formado por fibras de vidro pré-impregnadas em uma matriz resinosa utilizada para reforço estrutural translúcido de prótese parcial fixa de 1 a 3 elementos, *inlays*, *onlays* e coroas totais confeccionadas com polímeros. É constituído pelos seguintes componentes: FIBREX-**medial**, FIBREX-**juncional**, FIBREX-**coronal**, FIBREX **fita**, resina adesiva-C, resina adesiva-F e agente silano.

A fibra FIBREX-**coronal** (Figuras 3 e 4) é um tecido de fibras de vidro multidirecionais, apresentada em forma de malha trançada com 0,6 mm de espessura e 23,0 mm de diâmetro (para molares). Para este estudo foram especialmente confeccionadas fibras de vidro multidirecionais, apresentadas em forma de malha trançada com 0,6 mm de espessura e 13,0 mm de diâmetro (confeccionada para pré-molares especialmente para este estudo) (Figura 4) (ANGELUS – SOLUÇÕES EM ODONTOLOGIA, 2005).

A composição dos materiais utilizados é descrita no Quadro 1.

MATERIAL	COMPOSIÇÃO*
Filtek™ Z-250 (3M/ESPE)	Matriz orgânica: Bisfenol A –glicidil metacrilato (BisGMA), uretanoetildimetacrilato (UDMA) e Bisfenol-polietileno glicol dimetacrilato (BisEMA). Canforoquinona (iniciador) Matriz inorgânica: Zircônia/sílica
CeseaD ST II (Kuraray®)	Vidro silanizado Partículas Orgânicas pré-polimerizadas contendo sílica coloidal Bisfenol A Diglicidilmetacrilato Trietilenoglicol Dimetacrilato Uretano Tetrametacrilato Canforoquinona
Fibrex- coronal (Angelus®)	Resina Bis-GMA Dimetacrilato de Uretano Cerâmica de Vidro de Bário Dióxido de Silício altamente disperso Catalisadores Pigmentos

Quadro 1- Composição dos materiais utilizados

Nota: * Especificações dos fabricantes

³ Fibra de vidro Fibrex-**coronal**. Lote nº2301

4.2 CARACTERÍSTICAS DOS APARELHOS FOTOATIVADORES

4.2.1 Aparelho à base de LEDs – L.E.Demetron 1 ⁴

O L.E.Demetron 1 (Figura 5) utiliza a tecnologia de Luz Emitida por Diodo (LED) para fotoativar materiais odontológicos. Emite luz com comprimento de onda que é absorvido pelo mais comum fotoiniciador utilizado, a canforoquinona, entre 450-470 nanômetros; com uma faixa de intensidade de 200-800 mW/cm². (DEMETRON, 2005)

4.2.2 Aparelho de luz Xenon Estroboscópica – Strobolux ⁵

O Strobolux (Figura 6) é um equipamento multifunção. Destina-se à polimerização de resinas cuja ativação é efetuada pela energia contida na luz de altíssima intensidade. EDG - Equipamentos relata as seguintes funções:

flash light: Seus bulbos de xenon (lâmpada) emitem luz de forma pulsante em todo o espectro luminoso, com ênfase na faixa que vai do comprimento de onda de 320 à 520 nanômetros. A intensidade luminosa chega a picos de 1200 mW/cm² adequada a uma rápida, profunda e completa fotoativação de todas as resinas.

vácuo: Com o uso da câmara de janela, podemos efetuar fotoativações sob vácuo, obtendo um ganho na dureza superficial e a diminuição da camada de dispersão.

⁴ Aparelho de fotoativação à base de LEDs – L.E.Demetron 1 (Demetron Research Corporation – EUA). Série nº71009045 – Ponteira turbo curvado de 11 mm P/N 10921561

⁵ Aparelho de luz Xenon estroboscópica – (EDG Equipamentos)

fibra: Câmaras, membranas de silicone e o uso de vácuo, são adequados para a conformação e fotoativação de reforços com fibra de vidro impregnados com resinas que são utilizados atualmente na confecção sem metal (*metal free*) de elementos individuais e estruturas.

A luz Xenon Estroboscópica (flashes de luz) consiste em uma alta intensidade de luz emitida durante 20 milissegundos, seguida por 80 milissegundos de escuridão. Este tipo de exposição aumenta a eficiência de polimerização porque permite o relaxamento parcial das moléculas da resina, permitindo que profundidades maiores sejam atingidas. Conseqüentemente, a maioria dos grupos de carbono de dupla ligação não-reativas estão disponíveis para reação. Polimerização contínua a níveis de alta intensidade sem interrupção da fonte de luz, podem estabilizar ou tornar inflexíveis as cadeias poliméricas localizadas abaixo da superfície da resina inicialmente polimerizada e, como resultado, reduz o potencial para uma ótima polimerização (GARONE NETTO; BURGER, 1998).



Figura 1 - Resina Composta Direta-Filtek™ Z-250



Figura 2 — Resina Laboratorial de Segunda Geração-CeseadST II



Figura 3 – Embalagem da fibra FIBREX-coronal

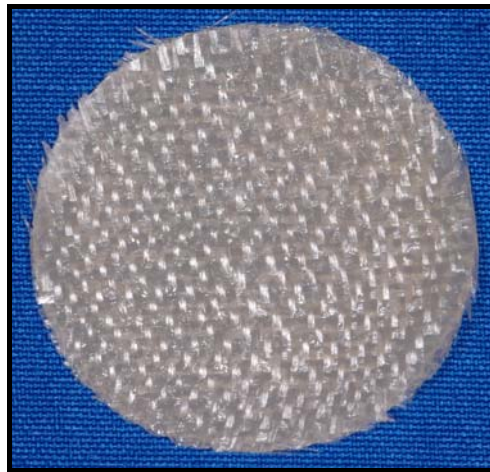


Figura 4 – Fibra FIBREX-coronal



Figura 5 – Aparelho L.E. Demetron 1



Figura 6 – Aparelho Strobolux

4.3 GRUPOS DE ESTUDO

De acordo com a proposta do presente estudo, os materiais foram divididos em 8 grupos (n=7), descritos no Quadro 2.

GRUPO	MATERIAL	FIBRA DE VIDRO	FONTE DE LUZ	APARELHO / FABRICANTE
G I	Resina Filtek™ Z-250	Sem fibras	LED	L.E.Demetron 1 / Demetron
G II	Resina Filtek™ Z-250	Sem fibras	Xenon estroboscópica	Strobolux / EDG
G III	Resina Filtek™ Z-250	FIBREX-coronal	LED	L.E.Demetron 1 / Demetron
G IV	Resina Filtek™ Z-250	FIBREX-coronal	Xenon estroboscópica	Strobolux / EDG
G V	Resina CeseaD ST II	Sem fibras	LED	L.E.Demetron 1 / Demetron
G VI	Resina CeseaD ST II	Sem fibras	Xenon estroboscópica	Strobolux / EDG
G VII	Resina CeseaD ST II	FIBREX-coronal	LED	LEDemetron 1 / Demetron
G VIII	Resina CeseaD ST II	FIBREX-coronal	Xenon estroboscópica	Strobolux / EDG

Quadro 2- Grupos Experimentais

4.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Foram confeccionados 56 corpos-de-prova utilizando uma matriz metálica bipartida de formato circular com dimensões de 13,0 mm de diâmetro e 2,4 mm de espessura (adaptada da ISO 6872) (Figuras 7 e 8).

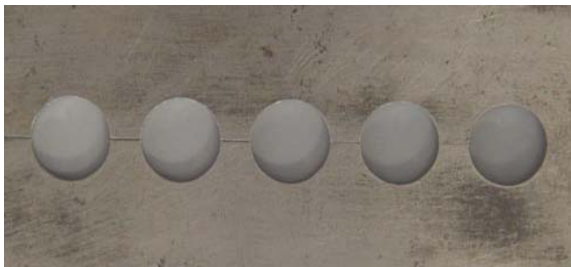


Figura 7 – Vista superior da matriz metálica bipartida

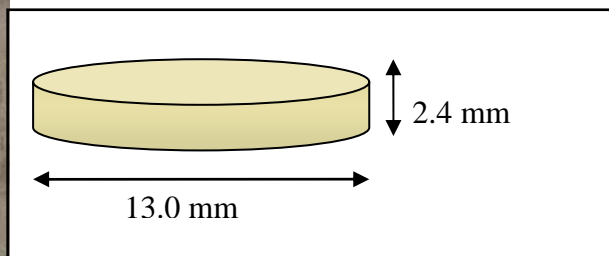


Figura 8 – Esquema das dimensões dos corpos-de-prova

GRUPO I

Os corpos-de-prova foram confeccionados com resina composta Filtek™ Z-250, cor A2. A matriz metálica foi colocada sobre uma placa de vidro com uma lâmina de papel celofane interposta entre esta e a matriz (Figura 9). A resina composta foi inserida no interior da matriz em incremento único com uma espátula Thompson®⁶ preenchendo toda a matriz. Em seguida, sobre a matriz colocou-se outra lâmina de papel celofane e uma placa de vidro foi colocada sobre a matriz fazendo-se pressão (Figura 10), para aplainar a superfície dos corpos-de-prova e extravasar os excessos do material. Removeu-se a placa de vidro e realizou-se a fotoativação na superfície superior dos corpos-de-prova por meio do aparelho L.E.Demetron 1 durante 7,5 minutos (Figura 11), com densidade de potência de 800 mW/cm², aferida por meio de um radiômetro⁷. Retirou-se os corpos-de-prova da matriz e os excessos de material nas margens foram removidos por meio de lâmina nº15⁸ montada em cabo de bisturi e o acabamento realizado com rolo de lixa montado em micromotor elétrico⁹.

GRUPO II

Os corpos-de-prova foram confeccionados com resina composta Filtek™ Z-250, cor A2. A matriz foi colocada sobre uma placa de vidro com uma lâmina de papel celofane. A resina composta foi inserida no interior da matriz em incremento único com uma espátula Thompson® preenchendo toda a matriz. Em seguida, sobre a matriz colocou-se outra lâmina de papel celofane e uma placa de

⁶ n°6 Hu – Friedy

⁷ Curing Radiometer – Demetron Research Corp., Model 100 – P/N 10503, Serial n° 117601

⁸ Solidor, Lote n° 200501

⁹ Arbor Brands- Buffalo Dental MFG, Syosset NY

vidro fazendo-se pressão, para aplainar a superfície dos corpos-de-prova e extravasar os excessos do material. Removeu-se a placa de vidro e os corpos-de-prova foram levados ao aparelho de luz Xenon estroboscópica - Strobolux durante 7,5 minutos para fotoativação (Figura 12). Retirou-se os corpos-de-prova da matriz e os excessos de material nas margens foram removidos por meio de lâmina n 15 montada em cabo de bisturi e o acabamento realizado com rolo de lixa montado em micromotor elétrico⁹.

GRUPO III

Os corpos-de-prova foram confeccionados com resina composta Filtek™ Z-250, cor A2, e fibras de vidro multidirecionais pré-impregnadas FIBREX-**coronal**. Aplicou-se uma fina película de ADESIVO-C¹⁰ no interior da matriz sobre a superfície da placa de vidro revestida por uma lâmina de papel celofane. Posicionou-se o conjunto de fibras pré-impregnadas FIBREX **coronal** à matriz metálica. A resina composta foi inserida no interior da matriz, sobre o ADESIVO-C, em incremento único com uma espátula Thompson® preenchendo toda a matriz. Em seguida, sobre a matriz colocou-se outra lâmina de papel celofane e uma placa de vidro fazendo-se pressão, para aplainar a superfície dos corpos-de-prova e extravasar os excessos do material. Removeu-se a placa de vidro e realizou-se a fotopolimerização na superfície superior dos corpos-de-prova por meio do aparelho L.E.Demetron 1 durante 7,5 minutos idem grupo I. Retirou-se os corpos-de-prova da matriz e os excessos de material nas margens foram removidos por meio de lâmina nº15 montada em cabo de bisturi e o acabamento realizado com rolo de lixa montado em micromotor elétrico⁹.

¹⁰ Adesivo-C. Lote nº2079

GRUPO IV

Os corpos-de-prova foram confeccionados com resina composta Filtek™ Z-250, cor A2, e fibras de vidro multidirecionais pré-impregnadas FIBREX - **coronal**. Aplicou-se uma fina película de ADESIVO-C no interior da matriz sobre a superfície da placa de vidro revestida por uma lâmina de papel celofane. Posicionou-se o conjunto de fibras pré-impregnadas FIBREX-**coronal** à matriz metálica. A resina composta foi inserida no interior da matriz, sobre o ADESIVO-C, em incremento único com uma espátula Thompson® preenchendo toda a matriz. Em seguida, sobre a matriz colocou-se outra lâmina de papel celofane e uma placa de vidro fazendo-se pressão, para aplainar a superfície dos corpos-de-prova e extravasar os excessos do material. Removeu-se a placa de vidro e os corpos-de-prova foram levados ao aparelho de luz Xenon estroboscópica Strobolux durante 7,5 minutos para fotoativação. Retirou-se os corpos-de-prova da matriz e os excessos de material nas margens foram removidos por meio de lâmina n 15 montada em cabo de bisturi e o acabamento realizado com rolo de lixa montado em micromotor elétrico⁹.

GRUPO V

Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando a resina Laboratorial de Segunda Geração CeseaDST II, cor A2. A matriz foi colocada sobre uma placa de vidro com uma lâmina de papel celofane interposta entre esta e a matriz. A resina composta foi inserida no interior da matriz em incremento único com uma espátula Thompson® preenchendo toda a matriz. Em seguida, sobre a matriz colocou-se outra lâmina de papel celofane e uma placa de vidro fazendo-se pressão, para aplainar a superfície dos corpos-de-prova e extravasar os excessos do

material. Removeu-se a placa de vidro e realizou-se a fotoativação na superfície superior dos corpos-de-prova por meio do aparelho L.E.Demetron 1 durante 7,5 minutos. Retirou-se os corpos-de-prova da matriz e os excessos de material nas margens foram removidos por meio de lâmina nº15 montada em cabo de bisturi e o acabamento realizado com rolo de lixa montado em micromotor elétrico⁹.

GRUPO VI

Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando a resina Laboratorial de Segunda Geração CeseaDST II, cor A2. A matriz metálica foi colocada sobre uma placa de vidro com uma lâmina de papel celofane, interposta entre esta e a matriz. A resina composta foi inserida no interior da matriz em incremento único com uma espátula Thompson[®] preenchendo toda a matriz. Em seguida, sobre a matriz colocou-se outra lâmina de papel celofane e uma placa de vidro fazendo-se pressão, para aplainar a superfície dos corpos-de-prova e extravasar os excessos do material. Removeu-se a placa de vidro e os corpos-de-prova levados ao aparelho de luz Xenon estroboscópica Strobolux durante 7,5 minutos para fotoativação. Retirou-se os corpos-de-prova da matriz e os excessos de material nas margens foram removidos por meio de lâmina nº15 montada em cabo de bisturi e o acabamento realizado com rolo de lixa montado em micromotor elétrico⁹.

GRUPO VII

Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se a resina Laboratorial de Segunda Geração CeseaDST II, cor A2, e as fibras de vidro multidirecionais pré-impregnadas FIBREX-**coronal**. Aplicou-se uma fina película de

ADESIVO-C no interior da matriz sobre a superfície da placa de vidro revestida por uma lâmina de papel celofane. Posicionou-se o conjunto de fibras pré-impregnadas FIBREX-**coronal** à matriz metálica. A resina laboratorial foi inserida no interior da matriz, sobre a fibra, em incremento único com uma espátula Thompson® preenchendo toda a matriz. Em seguida, sobre a matriz colocou-se outra lâmina de papel celofane e uma placa de vidro fazendo-se pressão, para aplainar a superfície dos corpos-de-prova e extravasar os excessos do material. Realizou-se a fotoativação na superfície superior dos corpos-de-prova por meio do aparelho L.E.Demetron 1 por 7,5 minutos. Retirou-se os corpos-de-prova da matriz e os excessos de material nas margens foram removidos por meio de lâmina nº15 montada em cabo de bisturi e o acabamento realizado com rolo de lixa montado em micromotor elétrico⁹.

GRUPO VIII

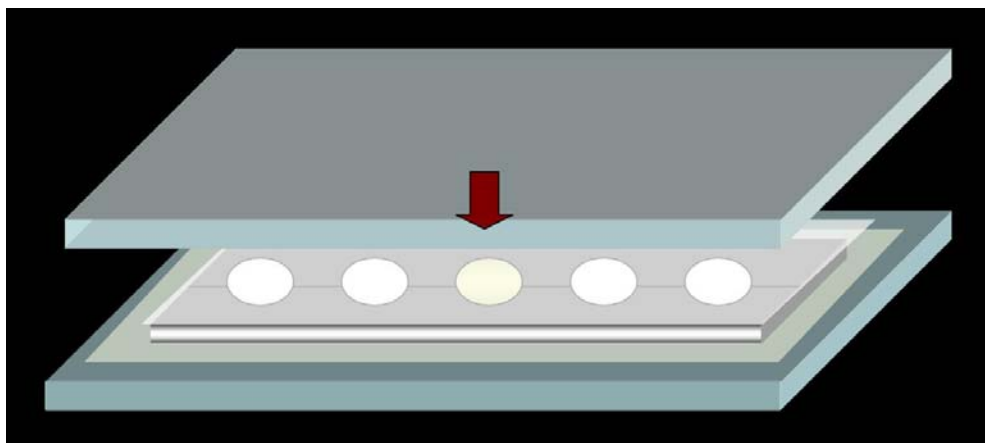
Os corpos-de-prova foram confeccionados utilizando-se a resina Laboratorial de Segunda Geração CeseaDST II, cor A2 e as fibras de vidro multidirecionais pré-impregnadas FIBREX-**coronal**. Aplicou-se uma fina película de ADESIVO-C no interior da matriz sobre a superfície da placa de vidro revestida por uma lâmina de papel celofane. Posicionou-se o conjunto de fibras pré-impregnadas FIBREX-**coronal** à matriz metálica. A resina laboratorial foi inserida no interior da matriz, sobre a fibra, em incremento único com uma espátula Thompson® preenchendo toda a matriz. Em seguida, sobre a matriz colocou-se outra lâmina de papel celofane e uma placa de vidro fazendo-se pressão, para aplainar a superfície dos corpos-de-prova e extravasar os excessos do material. Removeu-se as placas de vidro e os corpos-de-prova foram levados ao aparelho de luz Xenon

estroboscópica Strobolux durante 7,5 minutos para fotoativação. Retirou-se os corpos-de-prova da matriz e os excessos de material nas margens foram removidos por meio de lâmina nº15 montada em cabo de bisturi e o acabamento realizado com rolo de lixa montado em micromotor elétrico⁹.

Após a confecção dos corpos-de-prova, suas dimensões foram aferidas com um paquímetro digital¹¹ (Figura 13), não sendo utilizados na pesquisa corpos-de-prova defeituosos (falhas detectáveis a olho nu – porosidades e fraturas). Posteriormente, armazenaram-se os corpos-de-prova em recipientes individuais identificados, em água destilada, sem interferência de luz e a temperatura ambiente por 24 horas, até a realização do experimento.



Figura 9 – Matriz metálica bipartida acomodada sobre placa de vidro e lâmina de papel celofane



¹¹ Mitutoyo Digimatic Caliper

Figura 10 - Esquema de colocação dos componentes antes da fotoativação dos corpos-de-prova



Figura 11 - Fotoativação do corpo-de-prova com L.E. Demetron 1



Figura 12 – Fotoativação do corpo-de-prova no aparelho Strobolux



Figura 13– Mensuração do corpo-de-prova com paquímetro digital

4.5 TRATAMENTO EXPERIMENTAL

Conforme especificação da ISO 6872 para a realização do teste flexural, necessita-se de um equipamento com velocidade constante de $1 \pm 0,5$ mm/min.

Utilizou-se, nesta pesquisa, uma máquina de Ensaio Universal Kratos^{®12} (Figura 14), com carga de 500 Kgf. Os corpos-de-prova foram apoiados em um dispositivo de base metálica, que possui a fixação de três esferas de $2,8 \pm 0,1$ mm de diâmetro e eqüidistantes entre si, com $8,6 \pm 0,1$ mm entre os centros das

¹² Kratos – Modelo K5005 MP. Série nºM040801

mesmas, formando um plano (Figuras 15 e 16). Uma haste, com ponta de diâmetro de $1,4 \pm 0,1$ mm (Figura 17), foi adaptada à parte superior da máquina de ensaio (Figura 18), para que a força fosse aplicada centralmente até o ponto de deformação permanente ou fratura completa do corpo-de-prova (Figura 19). A velocidade de carregamento aplicada foi de 1 mm/min. O teste foi realizado à temperatura constante de 25°C.

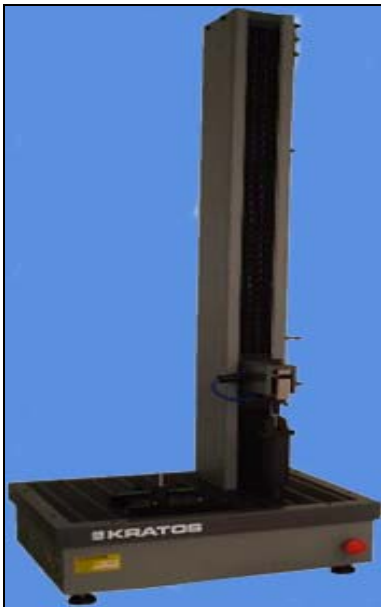


Figura 14- Máquina de Ensaio Universal Kratos



Figura 15 – Dispositivo de base metálica

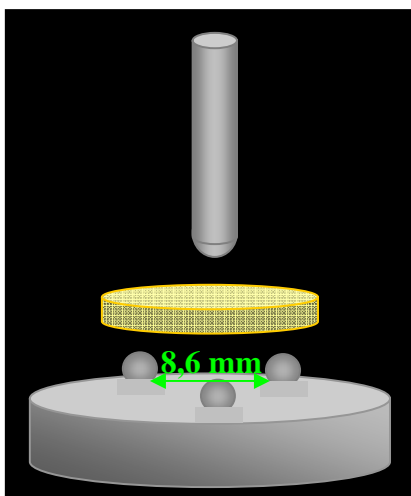


Figura 16 - Esquema do dispositivo para apoio do corpo-de-prova



Figura 17 – Haste para aplicação da força

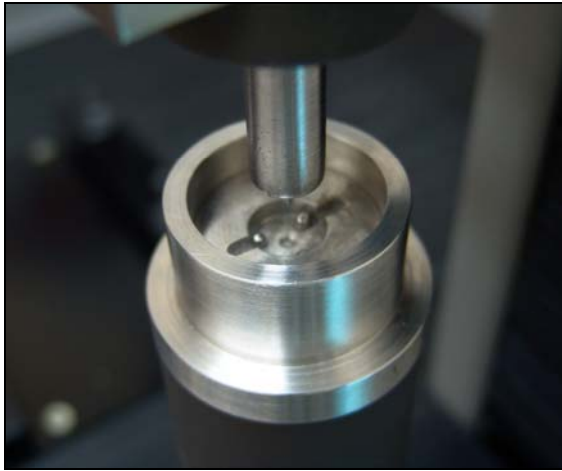


Figura 18 – Dispositivos adaptados ao equipamento de ensaio

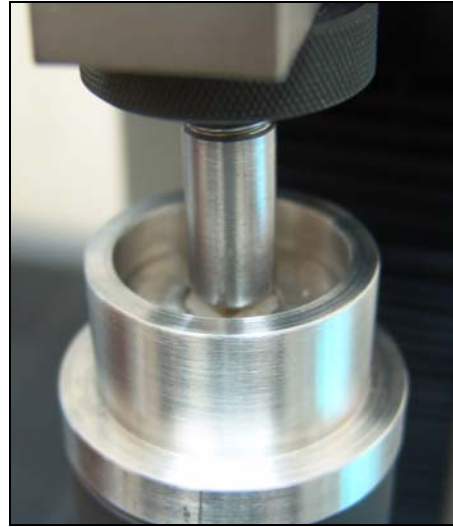


Figura 19 – Corpo-de-prova posicionado

Após exercida a força sobre os corpos-de-prova, os dados obtidos foram calculados pela fórmula aplicada para a resistência à flexão biaxial, recomendada pela norma 6872 (ISO), e exposta pela Fórmula 1.

Fórmula 1:

$$S = - 0,2387 P(X-Y)/d^2$$

Onde:

S = Tensão máxima, em Mega Pascal

P = Total de carga para a fratura, em Newton

$$X = (1+v) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-v)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+v) [1+\ln(r_1/r_3)^2] + (1-v) (r_1/r_3)^2$$

Sendo:

v = Valor de Poisson's = 0,25

r₁ = Raio círculo do suporte, em milímetro

r₂ = Raio da área da carga, em milímetro

r₃ = Raio do corpo-de-prova, em milímetro

d = Espessura do corpo-de-prova, em milímetro

De acordo com as medidas dos corpos-de-prova e do dispositivo utilizado, temos:

$$r_1 = 4,965 \text{ mm}$$

$$r_2 = 0,7 \text{ mm}$$

$$r_3 = 6,5 \text{ mm}$$

$$d = 2,4 \text{ mm}$$

Portanto:

$$x = (1 + 0,25) \ln (0,7/6,5)^2 + [(1 - 0,25) / 2] (0,7 / 6,5)^2$$

$$x = 5,567$$

$$y = (1 + 0,25) [1 + \ln (4.965 / 6,5)^2] + (1 - 0,25) (4,965 / 6,5)^2$$

$$y = 1,014$$

Com os valores de x e y obteve-se:

$$S = 0,272723038194 \times P$$

4.6 PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO

Os valores calculados foram submetidos à análise estatística, sendo: primeiro passo – verificou-se a normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk, segundo passo – efetuou-se a análise de Variância Fatorial (2 X 2 X 2) e após verificadas as interações, os dados foram submetidos ao teste de Tukey.

5 RESULTADOS E ESTATÍSTICA

5.1 ENSAIO DE RESISTÊNCIA FLEXURAL BIAxIAL

Os valores médios de resistência flexural biaxial (MPa) estão descritos na Tabela 1 e demonstrados no Gráfico 1.

Tabela 1 – Valores médios de resistência flexural biaxial (MPa)

GRUPO	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
I	187,91
II	196,76
III	208,27
IV	218,02
V	101,72
VI	103,05
VII	164,76
VIII	176,75

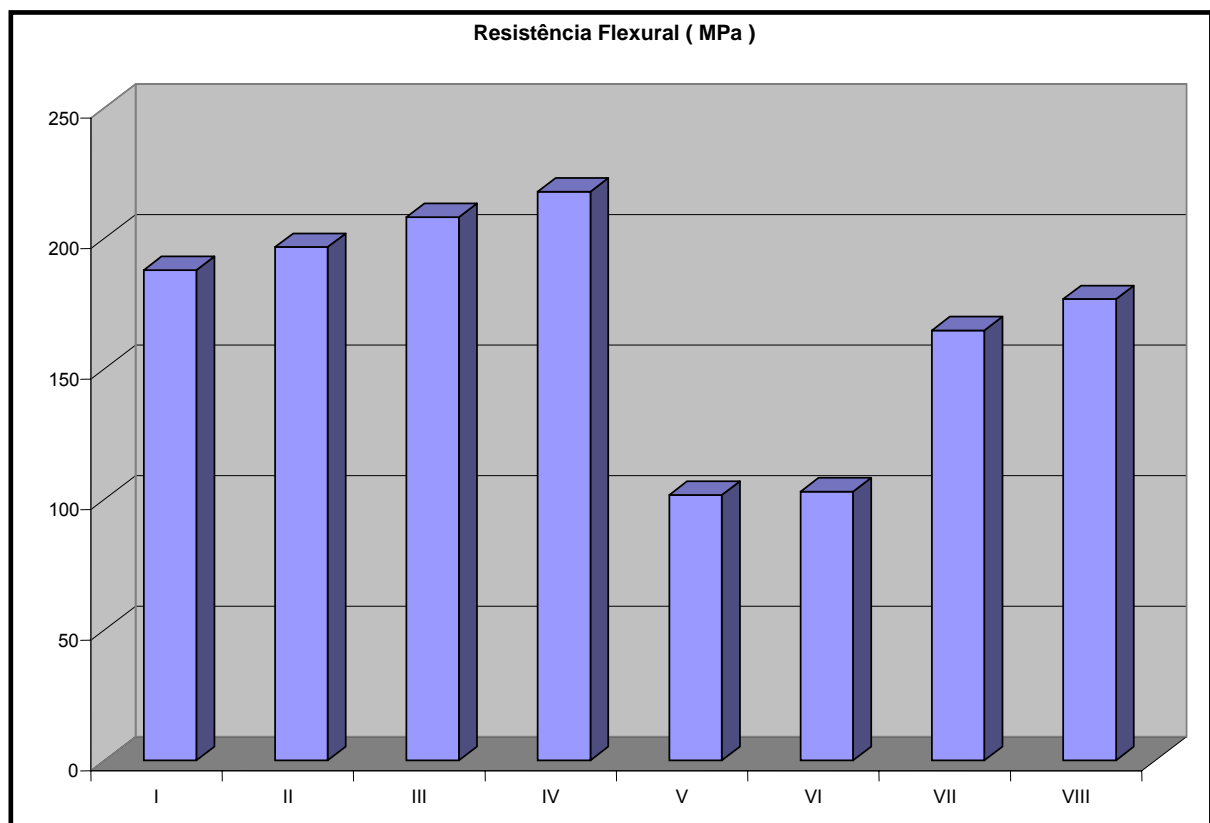


Gráfico 1 – Média da resistência flexural dos grupos estudados

5.2 INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

A Tabela 2 apresenta os dados com suas respectivas médias e desvios-padrão por grupo analisado. Percebe-se pelo resultado do Teste de Shapiro-Wilk que todos os grupos apresentaram normalidade dos dados analisados

Tabela 2 – Estatística Descritiva e Teste “W” de Shapiro-Wilk para Normalidade

<i>Repetições</i>	<i>G I</i>	<i>G II</i>	<i>G III</i>	<i>G IV</i>	<i>G V</i>	<i>G VI</i>	<i>G VII</i>	<i>G VIII</i>
1	198,85	260,04	201,25	215,63	97,28	86,58	179,86	268,77
2	197,65	188,55	204,60	210,62	114,00	95,28	155,79	130,71
3	222,66	198,23	174,84	210,62	100,62	112,66	157,12	166,82
4	140,41	184,87	236,36	235,35	80,90	104,97	159,80	144,09
5	198,32	197,58	209,28	203,59	113,66	110,32	151,11	153,11
6	143,49	190,89	211,62	205,60	100,62	100,62	165,82	206,27
7	214,10	157,12	219,98	244,71	104,97	110,94	183,87	167,49
	187,93	196,75	208,28	218,02	101,72	103,05	164,77	176,75
	32,78	31,15	18,79	15,76	11,25	9,56	12,54	47,03
P (W)	0,065	0,087	0,816	0,094	0,372	0,410	0,256	0,163

Na Tabela 3 é apresentada a Análise de Variância Fatorial (2 X 2 X 2), onde se observa que o fator compósito e o fator fibra influenciaram na resistência flexural, inclusive tendo a interação entre os dois fatores apresentando significância estatística ao nível de 1% pelo Teste F. Observa-se também que o fator luz não influenciou na resistência flexural, tanto quando analisado individualmente como quando associado ao fator compósito ou ao fator fibra.

Tabela 3 – Análise de Variância Fatorial 2 X 2 X 2

Causa de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F	P
Compósito	1	61298,566	61298,566	93,712	0,001
Fibra	1	27834,861	27834,861	42,553	0,001
Luz	1	889,611	889,611	1,360	0,249
Compósito x Fibra	1	7918,740	7918,740	12,106	0,001
Compósito x Luz	1	24,157	24,157	0,037	0,848
Fibra x Luz	1	117,045	117,045	0,179	0,674
Compósito x Fibra x Luz	1	83,009	83,009	0,127	0,723
Tratamentos	7	98165,990	14023,713		
Resíduo	48	31397,616	654,117		
Total	55	129563,606			

Na Tabela 4 é mostrado o resultado do teste de média com suas respectivas interações. Nota-se que o tratamento que proporcionou uma maior resistência flexural foi a combinação do compósito Filtek™ Z-250 com a fibra (na horizontal). Porém, quando se analisou o comportamento do compósito sem a fibra não apresentou diferença significativa em relação ao tratamento com a fibra, ou seja, quando se usou o compósito Filtek™ Z-250 o fator fibra não influenciou na resistência flexural, no caso do compósito CeseaDST II a fibra proporcionou uma maior resistência flexural quando associada a este compósito, pois as médias diferiram estatisticamente ao nível de 1% pelo teste de Tukey (na vertical).

Tabela 4 – Teste de Médias com Interação

FIBRA	COMPÓSITOS	
	Filtek™ Z-250	CeseaD ST II
Sem Fibra	192,340 bA	102,390 aA
Fibrex	213,146 bA	170,759 aB

Nota: Letras minúsculas diferentes na linha indicam que há diferenças estatísticas ao nível de 1% pelo teste de Tukey, quando se analisa o efeito dos compósitos dentro do fator fibra. Letras maiúsculas diferentes na coluna indicam que há diferenças estatísticas ao nível de 1% pelo teste de Tukey, quando se analisa o efeito das fibras dentro do fator compósito.

A melhor combinação foi do compósito Filtek™ Z-250 com a fibra, embora quando se usa o mesmo sem fibra ele continua apresentando melhores resultados quando comparado com o compósito CeseaDST II.

6 DISCUSSÃO

As coroas e próteses foram tradicionalmente confeccionadas durante muito tempo quase que exclusivamente de porcelana fundida ao metal (metalocerâmicas) e cimentadas sem técnicas adesivas, mas trabalhos e publicações recentes indicam que coroas e até mesmo próteses parciais fixas confeccionadas com compósitos indiretos têm o potencial para restaurações definitivas (KREJCI; BORETTI; GIEZENDANNER, 1998), pois clínicos e pacientes buscam cada vez mais restaurações que se assemelhem às estruturas naturais.

Os FRCs têm sido relatados na literatura desde 1960, mas apenas há poucos anos esses sistemas têm sido utilizados como subestruturas de próteses parciais fixas. FRCs têm tido aplicações variadas na dentística restauradora, incluindo esplintagens, restaurações de dentes tratados endodonticamente e próteses. Muitos fatores podem afetar a eficiência do reforço, assim como a composição do compósito de revestimento, especialmente o tipo de carga inorgânica (tipo e tamanho de carga) e a natureza da matriz resinosa (orgânica). As propriedades dos compósitos sem reforço de fibras também podem ser alteradas por variações na composição da matriz resinosa, tamanho e distribuição das partículas de carga como pelo método de polimerização empregado (FREILICH et al., 2000).

Entende-se por cargas de mordida as forças envolvidas no processo de partir o alimento em porções maiores que serão posteriormente trituradas durante a mastigação. De acordo com Anusavice (1998) a força média mais alta possível de ser mantida é de aproximadamente 756 N, podendo porém variar de uma região da boca à outra. Na região dos molares, ela pode variar de 480 a 890 N, na região dos

pré-molares, de 222 N a 445 N, na região dos caninos, de 133 a 334 N e, na região dos incisivos de 89 a 111 N (CIMINI JÚNIOR et al., 2000).

Tensão é a força pela unidade de área atuando em milhões de átomos ou moléculas em um dado plano de um material. Executando-se algumas situações de flexão, tais como certos materiais submetidos à flexão de quatro pontos, e certos objetos de formato não uniforme, a tensão tipicamente diminui em função da distância da área da força ou da pressão aplicada. A resistência de um material é definida como o nível médio de tensão em que um material exhibe uma certa quantidade de deformação plástica ou o ponto que ocorre fratura em vários corpos-de-prova de mesmo formato e tamanho. Entretanto, a resistência clínica de materiais friáveis (como cerâmicas, amálgamas, compósitos e cimentos) pode aparentar ser baixa quando grandes defeitos estiverem presentes ou se áreas de concentrações de tensões existirem devido ao desenho incorreto de um componente protético. Sob estas condições, uma prótese pode fraturar sob uma força aplicada muito inferior à resistência do material, porque tensões localizadas excedem a resistência do material em um local crítico do defeito ou área de concentração de tensões. Quando uma força atua em um corpo sólido, uma reação oposta a esta força ocorre, sendo de igual magnitude, mas de direção oposta. A força aplicada dividida pela área em que esta força atua no corpo equivale ao valor da tensão produzida na estrutura. A força de tração produz tensões de tração, uma força compressiva produz tensões de compressão, e uma força de cisalhamento produz tensões de cisalhamento. Uma força de flexão pode produzir os três tipos de tensão em uma estrutura, mas na maioria dos casos a fratura ocorre decorrente do componente de tração. Nesta situação, as tensões de tração e compressão são as principais, enquanto a tensão de cisalhamento resulta de uma combinação dos

componentes de tração e compressão. As tensões por tração desenvolvem-se na porção gengival da prótese, e tensões compressivas na porção oclusal. Entre estas duas áreas, temos o eixo neutro que representa um estado de nenhuma tensão, seja de tração ou de compressão (ANUSAVICE, 1998).

A resistência à flexão é a propriedade mecânica que melhor traduz o conjunto de tensões que ocorrem clinicamente, por envolver forças de tração, compressão e cisalhamento, uma vez que dificilmente alguma dessas tensões ocorre na boca de uma forma pura (BAN; ANUSAVICE, 1990), concordando em parte com Freilich et al. (2000), que afirmaram que a resistência flexural e rigidez do compósito de revestimento, sua resistência ao desgaste e qualidade estética são os principais fatores que influenciam na efetividade dos sistemas de FRCs na dentística restauradora.

Ramos Júnior et al. (1996) verificaram que o reforço com fibras dentro do compósito oferece resistência à fratura e previne a separação dos fragmentos; discordando com nossos resultados, pois o aumento na resistência flexural somente foi estatisticamente significativa para o compósito indireto CeseaDST II associado às fibras, quando comparado ao compósito direto FiltekTM Z-250.

Bottino; Quintas e Bondioli (2001) avaliaram as propriedades mecânicas de duas resinas compostas Charisma (Heraeus Kulzer, Alemanha) e Permalute (Ultradent Products Inc) e verificaram a influência da adição de uma fibra Ribbond (Ribbond Inc.) na resistência à flexão das duas resinas. Concluíram que embora o reforço com fibras aumentou a resistência flexural das amostras, o próprio compósito desempenha um papel importante na escolha do material a ser usado para próteses fixas e que a adição de fibras entrelaçadas aumentou consideravelmente a resistência à flexão, sendo melhor para Charisma + Ribbond do

que Permalute + Ribbond, corroborando com nossos resultados, pois as fibras de reforço multidirecionais Fibrex – coronal aumentaram a resistência flexural dos compósitos avaliados, sendo melhor para o compósito CeseaDST II do que para o compósito FiltekTM Z-250.

Rocha et al. (2004) avaliaram a resistência à flexão dos compósitos diretos FiltekTM Z-250, FiltekTM P-60, Z-100 e Solitaire 2 por meio do ensaio de três pontos, utilizando como grupo controle o compósito indireto Artglass. De acordo com os resultados os compósitos FiltekTM Z-250, Filtek P-60 e Z-100 se comportaram de maneira semelhante ao Artglass, discordando de nossos resultados, pois em nosso estudo o compósito direto FiltekTM Z-250 apresentou valores de resistência flexural maiores do que o compósito indireto CeseaDST II, quando associados ou não às fibras de reforço.

A resistência à flexão dos compósitos é afetada por fatores como o conteúdo de carga, tipo de monômero e grau de conversão (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002), razão pela qual foram avaliadas em nosso estudo a resina composta microhíbrida FiltekTM Z-250 e a Resina Laboratorial de Segunda Geração CeseaDST II, submetidas a dois tipos de fonte de luz: a xenon estroboscópica e o LEDs.

Nos estudos de Braga; César e Gonzaga (2002) e Hoffmann et al. (2001), os materiais poliméricos com maior quantidade de carga apresentaram maior resistência, discordando, porém, dos nossos resultados, pois as resinas avaliadas apresentavam a mesma quantidade de carga inorgânica (82% em peso) e apresentaram valores de resistência flexural diferentes.

Segundo Krejci; Boretti e Giezendanner (1998), restaurações de cerômeros cimentadas adesivamente podem ser confeccionadas e utilizadas para

inlay, onlay, e coroas parciais ou totais para dentição anterior ou posterior sem o reforço de fibras, discordando de nossos resultados, visto que o reforço com fibras aumentou de maneira significativa a resistência flexural da resina laboratorial de segunda geração CeseaDST II e sem o reforço esta resina apresentou valores muito baixos de resistência flexural.

Carvalho et al. (2005), avaliaram a resistência à flexão de duas resinas compostas (FiltekTM Z-250 – microhíbrida e Durafill VS – microparticulada), comparando dois dispositivos de LEDs – Ultrablue e L.E.Demetron - e um aparelho de lâmpada halógena – Optilux 501. Observaram neste estudo que a resina microhíbrida sempre apresentou valores muito mais altos, quando comparados aos da resina de micropartículas, ou seja, independente do dispositivo de polimerização, a resina microhíbrida apresentou muito maior resistência à flexão.

Carvalho et al. (2005) afirmaram que a técnica utilizada e as características da lâmpada de fotoativação são fatores determinantes para obtenção de melhores propriedades do material restaurador fotoativável, contribuindo significativamente para aumentar a longevidade da restauração.

Sabe-se que para a polimerização efetiva de qualquer compósito fotoativado, além de necessitar de uma energia luminosa com faixa de comprimento de onda específica entre 400 e 500 nm, tal energia deve possuir intensidade suficientemente alta para promover eficiente fotoiniciação (CARVALHO et al., 2005). Pode haver uma diferença significativa na saída de luz dos diferentes aparelhos fabricados, incluindo o espectro de comprimento de onda disponível por estes aparelhos (SANTOS; PEDERIVA; DIEGOLI, 2005).

Considerando que a polimerização das resinas indiretas é realizada em unidade polimerizadora com alta intensidade de luz, poderia se supor que

haveria uma maior eficiência no processo, resultante da maior conversão de monômeros em polímeros, pois segundo Leinfelder (1997), isso possibilitaria um maior nível de ligações cruzadas. Conseqüentemente, ocasionaria maior resistência ao desgaste e melhoraria as propriedades físicas e mecânicas dos compósitos.

Miyazaki et al. (1996) investigaram as características de polimerização de materiais fotoativados e sua relação com as propriedades mecânicas. Segundo esses autores as propriedades mecânicas, incluindo resistência à fratura, resistência flexural e módulo de elasticidade são propriedades importantes para os compósitos onde severas tensões podem se propagar. Concluíram que a propriedade de resistência flexural pode ser afetada severamente por uma incorreta polimerização, principalmente para região posterior, onde estão sujeitos a intensas tensões mastigatórias. De acordo com resultados de nossa pesquisa, verificamos que não houveram diferenças estatisticamente significantes nos valores de resistência flexural quando os compósitos estudados foram fotoativados com aparelho à base de LEDs ou aparelho de luz xenon estroboscópica.

Segundo Garone Netto e Burger (1998), nas resinas laboratoriais fotoativadas, o grau de conversão obtido é bastante superior ao das resinas compostas de uso direto, o que resulta em propriedades mecânicas superiores, o que discorda de nossos resultados pois a resina laboratorial de segunda geração CeseaDST II apresentou resistência flexural menor que o compósito direto FiltekTM Z-250, quando fotoativada tanto com aparelho à base de LEDs quanto com luz xenon estroboscópica.

Leinfelder (1997) discorre sobre a luz xenon estroboscópica, que segundo ele é um sistema de luz que emite uma alta intensidade de luz por apenas

20 milissegundos, seguida por 80 milissegundos de escuridão. Este tipo de luz aumenta o potencial de polimerização, onde o curto tempo de excitação seguido pelo longo período sem exposição permite que as moléculas da resina relaxem parcialmente e como consequência mais grupos de duplas ligações de carbono não-reativas são feitas disponíveis para reação, discordando de nossos resultados, visto que ambas as fontes de luz avaliadas (LEDs e xenon estroboscópica) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes nos valores de resistência flexural dos compósitos avaliados.

É sabido que uma polimerização inadequada afeta adversamente as propriedades das resinas compostas, isso inclui resistência, tenacidade, estabilidade de cor, dureza e resistência ao desgaste. Radiação com comprimento de onda apropriado e intensidade suficiente é essencial para uma adequada polimerização dos materiais compósitos fotoativados. Além disso, a combinação fonte de luz-compósito também é um fator que influencia nas propriedades dos materiais compósitos de revestimento (TANQUE; MATSUMURA; ATSUTA, 1998).

A aplicação de uma fonte de luz com intensidade muito alta, segundo Matsumura et al. (1997) e Tanque; Matsumura e Atsuta (1998c) melhora a dureza, resistência à compressão, resistência e módulo flexural, e reduz a absorção e solubilidade em água dos materiais compósitos. Os resultados encontrados em nossa pesquisa sugerem que o grau de conversão do compósito CeseaDST II foi menor que o apresentado pelo compósito FiltekTM Z-250, visto que aquele apresentou menores valores de resistência flexural em todos os grupos avaliados. Nossos resultados também sugerem que os valores mais baixos de resistência flexural da resina CeseaDST II podem ser devido à quantidade reduzida de iniciador ou à quantidade aumentada de inibidor no material para estabilização da matriz

monomérica durante armazenagem, como relatados por Tanque; Matsumura e Atsuta (1999).

A natureza de uma unidade de luz depende da energia da fonte de luz, e as propriedades dos materiais compósitos fotoativados são influenciadas pelo tipo de unidade fotoativadora laboratorial. O uso de uma fonte de luz de alta intensidade melhora consideravelmente as propriedades dos compósitos com relação à composição da matriz resinosa (TANQUE; MATSUMURA; ATSUTA ,1998a, 1998b, 1998c).

Palin; Fleming e Marquis (2005) em um estudo que investigaram a confiabilidade dos testes biaxial e de três pontos utilizando o compósito Filtek™ Z-250 fotoativado com aparelho de lâmpada halógena (XL2500 -3M/ESPE) ou com forno fotoativador (Visio-Beta – 3M/ESPE) não encontraram diferenças significantes na resistência flexural biaxial dos corpos-de-prova fotoativados com um ou outro aparelho, corroborando com nossos achados, em que os corpos-de-prova fotoativados com o L.E.Demetron 1 (Demetron) ou com aparelho de luz xenon estroboscópica (EDG) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes de resistência flexural biaxial.

É essencial para dentistas e técnicos terem acesso às informações sobre a compatibilidade entre materiais compósitos e unidades polimerizadoras, devido ao grande número de materiais e unidades fotoativadoras introduzidas no mercado, pois combinações inapropriadas podem resultar em falhas clínicas e necessidade de reparo das próteses (TANQUE; MATSUMURA; ATSUTA ,1999).

Em nossa pesquisa encontramos que ambas as fontes de luz utilizadas não apresentaram diferenças estatisticamente significantes na resistência

flexural dos compósitos testados, mas se faz necessário novas pesquisas com outros materiais e fontes de luz.

Os resultados desta pesquisa sugerem que o compósito direto Filtek™ Z-250 é apropriado para confecção de coroas de pré-molares *metal free* quando comparado ao compósito indireto CeseaDST II.

Mais pesquisas são necessárias envolvendo resistência à flexão e outras propriedades mecânicas, pois não se pode generalizar os resultados deste estudo para todos os sistemas de FRCs, porque diferentes tipos de fibras e compósitos, assim como unidades de luz polimerizadoras podem ter influência na eficiência do reforço obtido.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia proposta e com base nos resultados obtidos pôde-se concluir que:

- os compósitos avaliados apresentaram diferentes comportamentos *in vitro*;
- o compósito direto Filtek™ Z-250 apresentou maiores valores de resistência flexural em todos os grupos estudados;
- o tipo de fonte de luz não interferiu na resistência flexural dos compósitos avaliados;
- o reforço com fibras aumentou a resistência flexural de ambos os compósitos avaliados, sendo que apenas para o compósito indireto CeseaDST II esse aumento foi significativo.

REFERÊNCIAS

ALANDER, P. et al. Acoustic emission analysis of fiber-reinforced composite in flexural testing. **Dent Mater**, v.20, p.305-312, 2004.

ANDRADE, M.F.; PORTO NETO, S.T.; SAAD, J.R.C. **Utilização de fibras de reforço nas restaurações estéticas**. 20ª Arte Ciência Técnica, São Paulo: Artes Médicas, 2002.v.3, p.151-168.

ANGELUS – SOLUÇÕES EM ODONTOLOGIA. **FIBREX – LAB** Reforço Estrutural para prótese em fibra de vidro; relatório técnico, [Londrina], 2005.

ANUSAVICE, K. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In:__. **Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998.cap. 4, p.28-43.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Light-emitting diode curing: Influence on selected properties of resin composites. **Quintessence Int**, v.34, p.71-75, 2002.

BAE, J.M. et al. The flexural properties of fiber reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. **Int J Prosthodont**, v.14, p.33-39, 2001.

BAN, S; ANUSAVICE, K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. **J Dent Res**, v.69, n.12, p.1791-1799, 1990.

BARATIERI, L.N. et al. **Procedimentos preventivos e restauradores**. 2.ed.Rio de Janeiro: Quintessence, 2000.p.201.

BASSI, M.A. Crystallinity of polymers: analysis of a based oligocarbonate-dimethacrylic ester composite resin. **JED J. Evol. Dent**, v.2, n.2/3, p.37-48, ano 1999. Disponível em :URL: http://www.dental-smile.com/1999_contents.htm. Acesso em: 10 mar.2004.

BEHR, M.; ROSENTRIT, M.; HANDEL, G.H. Fiber-Reinforced composite crowns and FPDs: A clinical report. **Int J Prosthodont**, v.16, p.239-243, 2003.

BEHR, M. et al. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of All-ceramic and Fiber – reinforced crowns. **Int J Prosthodont**, v.16, p.538-542, 2003.

BOHLSSEN, F.; KERN, M. Clinical outcome of glass-fiber-reinforced crowns and fixed partial dentures: A three-year retrospective study. **Quintessence Int**, v.34, p.193-496, 2003.

BOTTINO, M.A.; QUINTAS, A.F.; BONDIOLI, I.R. A comparative study of flexural strength using two composites resins fiber reinforced. **PGRO- Pós-Grad Rev Fac Odontol**, v.4, n.3, p.5-12, 2001.

BRAGA,R.R. ; CESAR, P.F.; GONZAGA, C.C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J Oral Rehabil**, v.29, n.3, p.257-262, 2002.

CARVALHO, et al. Avaliação da resistência à flexão de resinas compostas fotoativadas por LEDs. **RBO**, v.62, n.1/2, p. 76-78, 2005.

CESAR, P.F.; MIRANDA JÚNIOR, W.G.; BRAGA, R.R.B. 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, 289-296, 2001.

CHO, L. et al. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crown. **J Prosthet Dent**, v. 91, p. 554-560, 2004.

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, p.487-492, 2003a.

CHONG, K.H.; CHAI, J. Strength and mode of failure of unidirectional and bidirectional glass fiber-reinforced composite materials. **Int J Prosthodont**, v.16, n.2; p.161-166, 2003b.

CIMINI JR., C. A. et al. Revisão Crítica das Medidas e Modelos de Cargas Atuantes em Dentes. In: CILAMCE 2000 - 21st Iberian Latin American Congress on Computational Methods in Engineering, 2000, Rio de Janeiro, RJ. Anais do CILAMCE 2000, 21., 2000, Rio de Janeiro. **Anais do CIMLANCE 2000 Rio de Janeiro**: 1 CD ROM.

DEMETRON. **L.E.DEMETRON 1** : technical product profile. [s.l.], 2005.

DONOVAM, T. Metal-free dentistry: consumer generated or marketing hype. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v.14, n.2, p.71-73, 2002.

DRUMMOND, J.L.; BAPNA, M.S. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. **Dent Mater**, v.19, p.226-231, 2003.

EDG / EQUIPAMENTOS. **STROBOLUX**: technical product profile. [s.l.], 2005.

ELLAKWA, A.E. et al. Influence of veneering composite composition on the efficacy of fiber-reinforced restorations (FRR). **Oper Dent**, v. 26, p. 467-475, 2001a.

ELLAKWA, A.E. et al. The influence of fiber placement and position on the efficiency of reinforcement of fiber reinforced composite bridgework. **J Oral Rehabil**, v. 28, p. 785-791, 2001b.

ELLAKWA, A. E. et al. Influence of bonding agent composition on flexural properties of an ultra-high molecular weight polyethylene fiber-reinforced composite. **Oper Dent**, v. 27, p. 785-791, 2002.

ELLAKWA, A.E.; SHORTALL, A.C.; MARQUIS, P.M. 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. 485-490, 2002.

FRANCO, B.E.; LOPES, L.E. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodonto**. v. 1, n. 2, p. 10-59, 2003.

FREILICH, M.A .et al. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced. **J Prosthet Dent**, v.80, n.3, p.311-318, 1998.

FREILICH, M.A. et al. **Fiber-reinforced composites in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 2000.

FREILICH, M.A. et al. Desenvolvimento e Aplicações clínicas de uma resina composta fotopolimerizável reforçada por fibras. **J Clin Dent**, Ano II, n.14, p.5-16, 2001.

FREILICH, M.A. et al. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. **JADA**, v.133, p.1524-1534, 2002.

FREITAS, C.R.B. et al. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of Class II preparations with resin composite or ceromer. **Quintessence Int**, v. 33, p. 589-594, 2002.

GARONE NETTO N.; BURGER, R.C. Inlay e onlay de resina composta. In: GARONE NETTO N. **Inlay e onlay metálica e estética**. 1a.ed. São Paulo: Ed. Santos, 1998. p.188-231.

GOMES, J.C. et al. Próteses estéticas sem metal. **Biodonto**, v. 2, n. 2, p. 1-56, 2004.

HAMZA, T.A. et al. The effect of fiber-reinforced on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. **J Prosthet Dent**, v.91, n.3, p. 258-264, 2004.

HIRATA, R. Resistência flexural e módulo de elasticidade de resinas compostas e fibras de vidro e polietileno. Faculdade de Odontologia, 2002. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Pontífica Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2002.

HIRATA, R. et al. Análise das variadas fibras de reforço presentes no mercado por meio de suas propriedades, composições e aplicações clínicas : Revisão. **J Bras Clin Int - Jornal Brasileiro de Clínica Integrada**, v. 7, n. 40, p. 307-312, 2003.

HOFFMANN, N. et al. Comparison of photo activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength modulus and surface hardness. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 11, p. 1022-1028, 2001.

JOHN, J.; GANGADHAR, S.A.; SHAH, I. Flexural strenght of heat-polimerized polymethyl metacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. **J Prosthet Dent**, n.86, 424-427, 2001.

KANIE, T. et al. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. **Dent Mater**, v.16, p.150-158, 2000.

KIN, S.H.; WATTS, D.C. Effect of glass fiber reinforced and water storage on fracture toughness of polymer-based provisional crown and FPD materials. **Int J Prosthodont**, v.17, p.318-322, 2004.

KOCZARSKI, M.J. Utilization of ceromer inlays/onlays for replacement of amalgam restoration. **Pract Periodont Aesthet Dent**, v.10, n.4, 405-412, 1998.

KREJCI, I.; BORETTI, R.; GIEZENDANNER, P.; LUTZ, F. Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceromer / FRC: clinical and laboratory procedures. **Pract Periodont Aesthet Dent**, v.10, n.4, p.487-498, 1998.

KU, C.W; PARK, S.W.; YANG, H.S. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. **J. Prosthet Dent**, v.88, p.170-175, 2002.

KURARAY. **CESEADST II** : technical product profile, [s.l.], 2005.

LARSON, W.R. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. **J Prosthet Dent**, v.66, p. 816-820, 1991.

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, 2004.

LEINFELDER, K.F. New developments in resin restorative systems. **J Am Dent Assoc**, v.128, p.573-581, 1997.

MALQUARTI, G.; BERRUET, R.G.; BOIS, D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic and fixed partial dentures. **J Prosthet Dent**, v.63, p.251-257, 1990.

MATSUMURA, H. et al. A metal halide light source for laboratory curing of prosthetic composite materials. **J Dent Research**, v.76, p.688, 1997.

MATSUMURA, H.; TANQUE, N.; ATSUTA, M. Depth of cure of prosthetic composite materials polymerized with laboratory and handheld photo-curing units. **J Oral Rehabil**, v.26, p.698-703, 1999.

MEDEIROS, I.S. **Dispositivos LED para polimerização de resinas compostas dentais: comparação com outras fontes de luz**. 2001. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Instituto de Física de São Carlos – Universidade de São Paulo, São Carlos, 2001.

MEIERS, J.C. et al. Preimpregnated, fiber-reinforced prosthesis. Part II. Direct applications: Splints and fixed partial dentures. **Quintessence Int**, v. 29, p. 761-768, 1998.

MIARA, P. Aesthetic Guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composites restorations. **Pract Periodont Aesthet Dent**, v.10, n.4, p.423-431, 1998.

MIYAZAKI, M. et al. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. **Dent Mater**, v.12, n.6, p.328-332, 1996.

MONACO, C. et al. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite inlay FDPs. **Int J Prosthodont**, v.16, n.3, p.319-325, 2003.

MOURA JÚNIOR, J.R.S. 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, 2002.

NARVA, K.K.; LASSILA, L.V.J.; VALLITTU, P.K. Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethacrylate composite. **J Prosthet Dent**, v.91, p.158-163, 2004.

NARVA, K.K.; LASSILA, L.V.; VALLITTU, P.K. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. **Dent Mater**, v.21, p.421-428, 2005.

NITTA, K. Effect of light guide tipe diameter of LED-light curing unit on polymerization of ligt-cures composites. **Dent Mater**, v. 21, p. 217-223, 2005.

OPDOM, N.J.M. et al. Five- year clinical performance of posterior resins composite restorations placed by dental students. **J Dent**, v.32, p.379-389, 2004.

PALIN, W.M. et al. Monomer conversion versus flexure strength of novel dental composite. **J Dent**, v.31, p.341-351, 2003a.

PALIN, W.M. et al. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. **J Dent**, v.31, p.549-557, 2003b.

PALIN et al. In vitro cuspal deflexion and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. **Dent Mater**, v.21, p.324-335, 2005.

PALIN, W.L.; FLEMING, G.J.L.; MARQUIS, P.M. The reability of standardized flexure strength testing procedures for a light-activated resin-based composite. **Dent Mater**, v. 21, p.911-919, 2005.

RAMMELSBERG, P. et al. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. **J Prosthet Dent**, v.84, p.303-308, 2000.

RAMOS JÚNIOR, V. et al. The effect of plasma treated polyetilene fiber on the fracture strength of polymethyl metacrylate. **J Prosthet Dent**, v.76, p.94-96, 1996.

ROCHA,S.S. et al. Resistência à flexão de compósitos diretos utilizados em restaurações posteriores. **ROBRAC**, v.13, n.35, p.25-27, 2004.

SANTOS, A.B.; PEDERIVA, A.C.; DIEGOLI, N.M. Influência da termociclagem na resistência flexural dos compósitos. **RGO**, v.53, n.1, p. 1-84, 2005.

SHORTALL, A.C.; UCTASLI, S.; MARQUIS, P.M. Fracture resistance of anterior, posterior e universal light activeted composite restoratives. **Oper Dent**, v.26, p.87-96, 2001.

SILVA, A.O. Avaliação da resistência flexural de fibras de vidro e cerâmicas odontológicas utilizadas como subestrutura de próteses parciais fixas. 2004. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2004.

SILVA E SOUZA JR., M.H.; CARVALHO, R.M.; MONDELLI, R.F.L. **Odontologia estética, fundamentos e aplicações clínicas**: Restaurações com resina composta. São Paulo: Ed. Santos, 2000.

SILVA E SOUZA JR., M.H. **Odontologia Estética - Fundamentos e Aplicações Clínicas** - Restaurações estéticas sem metal: Resinas Indiretas Sem Metal: Resinas Compostas e Cerâmicas. 1a.ed. São Paulo: Ed. Santos, 2001.

SOARES, C.J. et al. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. **Quintessence Int**, v.35, p.281-286, 2004.

SPEAR, F.M. The metal-free practice: Mith? Reality? Desirable goal? **J Esthet and Restorat Dent**, v.13, n.1, p.59-67, 2001.

TANQUE, N.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Curing depth of a composite veneering material polymerized with seven different laboratory photo-curing units. **J Oral Rehabil**, v.25, p.199, 1998a.

TANQUE, N.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Curing depth of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. **J Oral Rehabil**, v.25, p.348, 1998b.

TANQUE, N.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Properties of four composites of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. **J Oral Rehabil**, v.25, p.358, 1998c.

TANQUE, N.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Curing depth of prosthetic composite materials polymerized with their proprietary photo-curing units. **J Oral Rehabil**, v.26, p.594-599, 1999.

TANQUE, N.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. **J Oral Rehabil**, v. 27, p. 288-293, 2000.

3M/ESPE. **Filtek™ Z250** : Restaurador universal para dentes anteriores e posteriores. Perfil técnico do produto. [s.l.], 2005.

TOUATI, B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays :A review. **Intern Aesthe Chronicle**, v.8, n.7, p.657-666, 1996.

TOUATI, B.; AIDAM, N. Second Generation Laboratory composite resins for Indirect Restorations. **J Esthet Dent**, v.9, n.3, p.108-118, 1997.

UCTASLI, S. et al. The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light curing sources. **Dent Mater**, v.21, p.467-475, 2005.

VALLITTU, P.K.; SEVELIUS, C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: A clinical study. **J Prosthet Dent**, v.84, p.413-418, 2000.

WANG, L. et al. Mechanical Properties of Dental Restorative materials: Relative contribution of laboratory tests. **J Appl Oral Sci**, v.11, n.3, 162-7, 2003.

XU, H.H.K. et al. Continuous-fiber preform reinforcement of dental resin composite restorations. **Dent Mater**, v.19, p.523-530, 2003.

ZHAO, D.; BOTSIS, J.; DRUMMOND, J.L. Fracture studies of select dental restorative composites. **Dent Mater**, v.13, p.198-207, 1997.

APÊNDICE – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) dos grupos estudados

Tabela 5 – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo I

GRUPO	AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
I	1	729,14	198,85
	2	724,72	197,65
	3	816,42	222,66
	4	514,86	140,41
	5	727,17	198,32
	6	526,14	143,49
	7	785,03	214,10

Tabela 6 – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo II

GRUPO	AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
II	1	953,71	260,04
	2	691,38	188,55
	3	708,54	198,23
	4	677,90	184,87
	5	724,48	197,58
	6	699,96	190,89
	7	576,15	157,12

Tabela 7 – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo III

GRUPO	AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
III	1	737,96	201,25
	2	750,22	204,60
	3	641,12	174,84
	4	866,68	236,36
	5	767,38	209,28
	6	775,96	211,62
	7	806,61	219,98

Tabela 8 – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo IV

GRUPO	AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
IV	1	790,67	215,63
	2	772,24	210,62
	3	632,54	210,62
	4	863,00	235,35
	5	746,54	203,59
	6	753,90	205,60
	7	897,32	244,71

Tabela 9 – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo V

GRUPO	AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
V	1	356,72	97,28
	2	418,02	114,00
	3	368,98	100,62
	4	296,66	80,40
	5	416,74	113,66
	6	368,98	100,62
	7	384,92	104,97

Tabela 10 – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo VI

GRUPO	AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
VI	1	317,50	86,58
	2	349,37	95,28
	3	413,11	112,66
	4	384,92	104,97
	5	404,53	110,32
	6	368,98	100,62
	7	406,98	110,94

Tabela 11 – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo VII

GRUPO	AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
VII	1	659,51	179,86
	2	571,25	155,79
	3	576,15	157,12
	4	585,96	159,80
	5	554,08	151,11
	6	608,02	165,82
	7	674,22	183,87

Tabela 12 – Resultados originais e valores de resistência flexural (MPa) do Grupo VIII

GRUPO	AMOSTRA	FORÇA MÁXIMA (N)	RESISTÊNCIA FLEXURAL (MPa)
VIII	1	967,20	268,77
	2	479,31	130,71
	3	611,70	166,82
	4	528,34	144,09
	5	561,44	153,11
	6	756,35	206,27
	7	614,15	167,49