

ADRIANA DE OLIVEIRA SILVA

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE FIBRAS DE VIDRO E CERÂMICAS
ODONTOLÓGICAS UTILIZADAS COMO SUBESTRUTURA DE PRÓTESES
PARCIAIS FIXAS

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

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes

PONTA GROSSA

2004

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da UEPG

S586 **Silva, Adriana de Oliveira**
Avaliação da resistência de fibras de vidro e cerâmicas
odontológicas. Ponta Grossa, 2004.

116f. il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Ponta Grossa.

Orientador : Prof.. Dr. João Carlos Gomes

1-Odontologia. 2- Fibras de vidro. 3- Resistência
flexural. I.T.

CDD : 617.69

ADRIANA DE OLIVEIRA SILVA

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE FIBRAS DE VIDRO E CERÂMICAS
ODONTOLÓGICAS UTILIZADAS COMO SUBESTRUTURA DE PRÓTESES
PARCIAIS FIXAS

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, 27 de julho de 2004.



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

Prof. Dr. José Pereti Neto
Universidade Estadual de Londrina



Profª. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Dedico este trabalho...

Aos meus pais *Moisés e Celina*, e às minhas irmãs *Cláudia e Daniele* pelo amor, atenção e pelo constante incentivo à minha realização profissional. Seria impossível tentar expressar em palavras todo meu sentimento e gratidão.

Amo vocês!!!

AGRADECIMENTOS

A Deus.

A Universidade Estadual de Ponta Grossa na pessoa do Magnífico Reitor Paulo Roberto Godoy.

A Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação: Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Mestrado em Clínica Integrada na pessoa do Dr Altair Justino.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior-CAPES/DS pela concessão de bolsa de estudo.

Ao Prof. Dr. João Carlos Gomes, coordenador do curso de mestrado e meu orientador, pela contribuição com seus conhecimentos e sugestões na realização desta dissertação.

Aos colegas de mestrado, Adriana, Ana Claudia, Andréa, Ariadne, Alfredo, Carlos, Douglas, Edison, Flávia, João Paulo, Leyla, Milko, Protásio, pela amizade, convivência e troca de conhecimentos e experiências que tivemos durante este curso.

A Universidade Federal de Santa Catarina, na pessoa do Prof. Dr. Marcelo Chain pela colaboração com informações e equipamentos que auxiliaram na realização deste estudo.

A Luana Dutra de Carvalho pela disponibilidade e colaboração com informações que auxiliaram na concretização desta pesquisa.

Aos laboratórios Romanini e Artes Dentárias Bergamini pelo profissionalismo e disponibilidade na produção dos corpos-de-prova.

A Angelus Soluções Odontológicas pelos materiais fornecidos e fundamentais para a realização deste estudo.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a conclusão desta pesquisa.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência flexural de dois sistemas de fibras de vidro unidirecionais e duas cerâmicas utilizadas como subestrutura de próteses parciais fixas, através do teste de três pontos. 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 $1,2 \pm 0,2$ mm (ISO 6872) para as cerâmicas, foram obtidos 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 de luz e submetidos ao teste de três pontos em uma máquina de ensaio Instron[®] Corp. 2KN (velocidade de 0,75mm/min) obtendo-se valores médios de resistência à flexão 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 $442,37 \pm 99,89$ MPa para o GIV. O padrão de falha observado foi de fratura incompleta para as fibras de vidro e fratura completa para as cerâmicas. Os valores médios de resistência foram submetidos à análise estatística, teste Anova ($p < 0,05$) e verificou-se a inexistência de diferenças estatísticas significantes entre os grupos de fibras de vidro ($p = 0,7460$) e a existência de diferenças estatísticas significantes entre os grupos de cerâmicas. Concluiu-se que as fibras de vidro utilizadas no 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.

Palavras-chave: fibras de vidro; cerâmicas; resistência flexural.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the flexural strength of two fibers glass and two ceramics systems used like substructure of prosthesis fixed partial using a three point bending test. Four groups, with ten specimens and dimensions of 25 ± 2 mm X $2 \pm 0,1$ mm X $2 \pm 0,1$ mm (ISO 10477) to fibers glass and 25 ± 5 mm X $4 \pm 0,25$ mm X $1,2 \pm 0,2$ mm (ISO 6872) to ceramics were prepared according to the manufacturer's instructions, where: GI-Vectris Pontic[®] (Ivoclar/Vivadent), GII-Fibrex Medial[®] (Angelus Soluções Odontológicas), GIII- IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) e GIV- VITA In-Ceram[®] Zircônia. The specimens were dry stored, in plastic recipient, without light on room temperature and submitted on three point test at universal machine Instron[®] Corp. 2KN (crosshead speed of 0,75mm/min) and the results of the mean values of flexural strength were $516,04 \pm 58,44$ MPa to GI, $505,23 \pm 85,57$ MPa to GII, $182,73 \pm 50,33$ MPa to the GIII and $442,37 \pm 99,89$ MPa to GIV. The predominance of failure was incomplete fracture to fibers glass and complete fracture to ceramics. The results were submitted on statistical analysis, Anova ($p < 0,05$) and there were observed differences statistically insignificant among the fibers' group ($p = 0.7460$) and differences statistically significant among the ceramics' group. Concluded that fibers tested presented similar performance of flexural strength and the result suggested the possibility of fibers glass be used like alternative of alloy in good indication of clinical situation of prosthesis fixed partial. The ceramics presented not similar performance of flexural strength being VITA In-Ceram[®] Zircônia system able to support more load when compared with IPS Empress[®] 2 Ivoclar/Vivadent system.

Keywords: fiber glass; ceramics; flexural strength.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Vista superior da matriz metálica para confecção dos corpos-de-prova.....	64
Figura 2	- Ilustração com as dimensões ideais dos corpos-de-prova em Fibra de Vidro.....	64
Figura 3	- Vectris Pontic [®] - Ivoclar/Vivadent.....	66
Figura 4	- Aparelho Vectris Vs1 [®] para aplicação de Vácuo, Pressão e Luz.....	67
Figura 5	- Fibrex Medial [®] - Angelus Soluções Odontológicas.....	68
Figura 6	- Aparelho Powerlux [®] EDG para aplicação de Vácuo, Pressão e Luz.....	69
Figura 7	- Ilustração com as dimensões ideais dos corpos-de-prova em Cerâmicas.....	70
Figura 8	- Pastilhas de Cerâmica IPS Empress [®] 2-Ivoclar/Vivadent.....	72
Figura 9	- Forno Ep500/IPS Empress [®] - Ivoclar/Vivadent.....	73
Figura 10	- Kit do Sistema VITA In-Ceram [®] Zircônia.....	75
Figura 11	- Forno Inceramat II / VITA, Bad Sackingen, Germany.....	76
Figura 12	- Máquina de Ensaio Universal Instron [®] Corp.Modelo 4444.....	77
Figura 13	- Suporte metálico com cilindros de 2mm paralelos e distantes 20mm dos centros.....	77
Figura 14	- Amostra posicionada para a realização do Teste de Três Pontos.....	78
Figura 15	- Fratura incompleta observada na Fibra de Vidro Unidirecional Vectris Pontic [®] -Ivoclar/Vivadent.....	81
Figura 16	- Fratura incompleta observada na Fibra de Vidro Unidirecional Fibrex Medial [®] - Angelus Soluções Odontológicas.....	81
Figura 17	- Fratura completa observada na Cerâmica IPS Empress [®] 2-Ivoclar/Vivadent.....	84
Figura 18	- Fratura completa observada na Cerâmica VITA In-Ceram [®] Zircônia.....	84

Gráfico 1	- Resistência Flexural nos Grupos de Fibras de Vidro.....	83
Gráfico 2	- Resistência Flexural nos Grupos de Cerâmicas.....	86
Quadro 1	- Corpos-de-prova: Repetições, Dimensões, Força máxima aplicada e Resistência Flexural no Grupo I - Vectris Pontic®- Ivoclar/Vivadent.....	82
Quadro 2	- Corpos-de-prova: Repetições, Dimensões, Força máxima aplicada e Resistência Flexural no Grupo II – Fibrex Medial®- Angelus Soluções Odontológicas.....	82
Quadro 3	- Corpos-de-prova: Repetições, Dimensões, Força aplicada e Resistência Flexural no Grupo III - IPS Empress® 2- Ivoclar/Vivadent.....	85
Quadro 4	- Corpos-de-prova: Repetições, Dimensões, Força aplicada e Resistência Flexural no Grupo IV - VITA In-Ceram® Zircônia.....	85
Tabela 1	- Grupos de Ensaio, Tipos de Fibras de Vidro, Materiais utilizados, Fabricantes e Lote.....	65
Tabela 2	- Grupos de Ensaio em Cerâmicas, Materiais utilizados, Fabricantes e Lote.....	70
Tabela 3	- Comparação dos Valores Médios de Resistência Flexural, Número de corpos-de-prova e Desvio Padrão nos Grupos de Fibras de Vidro.....	83
Tabela 4	- Comparação dos Valores Médios de Resistência Flexural, Número de corpos-de-prova e Desvio Padrão nos Grupos de Cerâmicas.....	86

LISTA DE ABREVIATURAS

% =	Porcento
°C =	Grau Celsius
cm =	Centímetro
Lb =	Libra
KN =	Quilo Newton
GPa =	Gigapascal
min =	Minuto
mm =	Milímetro
mm ² =	Milímetro quadrado
p =	Significância
MPa =	Megapascal
N =	Newton
n =	Número
mm/min =	Milímetro por minuto
N/mm =	Newton por milímetro
N/mm ² =	Newton por milímetro quadrado
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
kgf =	Quilograma força
vol% =	Volume percentual

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	11
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1	FIBRAS DE VIDRO.....	15
2.2	CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS.....	37
3	PROPOSIÇÃO.....	62
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	63
4.1	CONFEÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA.....	63
4.1.1	Fibras de Vidro.....	63
4.1.1.1	Grupo I.....	65
4.1.1.2	Grupo II.....	67
4.1.2	Cerâmicas Odontológicas.....	69
4.1.2.1	Grupo III.....	71
4.1.2.2	Grupo IV.....	73
4.2	TRATAMENTO EXPERIMENTAL.....	76
4.3	MEDIÇÃO.....	79
5	RESULTADOS E ESTATÍSTICA.....	81
5.1	FIBRAS DE VIDRO.....	81
5.2	CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS.....	84
6	DISCUSSÃO.....	87
6.1	CONCEITOS.....	87
6.2	FIBRAS DE VIDRO.....	91
6.3	CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS.....	100
7	CONCLUSÃO.....	110
	REFERÊNCIAS.....	111

1 INTRODUÇÃO

O objetivo principal da odontologia é manter ou melhorar a qualidade de vida dos pacientes, através da prevenção da doença, alívio da dor, aprimorando a fonação e melhorando a eficiência mastigatória e a estética. Muitas vezes torna-se necessário a reposição de dentes ausentes e por isso, o desenvolvimento e a seleção de materiais protéticos biocompatíveis que suportem as condições adversas do ecossistema bucal, têm sido o grande desafio da odontologia. Os materiais, atualmente utilizados para a recuperação das porções dentárias perdidas, podem ser divididos em quatro grupos principais: metais, cerâmicas, polímeros e compósitos. Apesar de recentes e continuamente aperfeiçoados, nenhum pode ser considerado um material permanente. (ANUSAVICE, 1998a).

O aumento na procura por restaurações estéticas, bem como a incansável luta pela preservação dos tecidos da estrutura dental têm motivado pesquisadores à busca do material ideal e da melhor técnica restauradora. As tecnologias das resinas compostas e das cerâmicas odontológicas constituem a área mais crescente de pesquisa e desenvolvimento dos materiais dentários. (ANUSAVICE, 1998a).

A evolução das resinas laboratoriais e das cerâmicas possibilitou a sua aplicação nas restaurações em dentes posteriores, reduzindo o uso do amálgama e das restaurações metálicas fundidas. Além do fascínio pela estética, razões científicas importantes, tais como as melhoradas propriedades físicas e mecânicas destes materiais, justificam sua indicação. A utilização de resinas e cerâmicas em restaurações livres de metal (*metal-free*), no entanto, tornam-se críticas quando realizadas em regiões de grande estresse mastigatório ou para

substituição de elemento dental perdido em próteses parciais fixas. Visando dar maior resistência aos materiais *metal-free*, foram desenvolvidos sistemas de reforço (fibras e cerâmicas de alta resistência) com características e propriedades mecânicas singulares, que podem ser utilizados para a confecção de subestruturas de próteses parciais fixas em substituição às ligas metálicas. (LACY, 2000).

Os sistemas de resinas laboratoriais, desenvolvidos para a confecção de elementos protéticos *metal-free*, necessitam de reforço com fibras quando coroas e próteses adesivas com preparos parciais e totais são realizadas. As fibras de vidro são utilizadas por vários segmentos industriais (como as indústrias aeroespacial, automobilística e náutica). Suas propriedades físicas, como a baixa condutividade térmica e elétrica, além de sua alta resistência e resiliência, chamaram a atenção da área odontológica, que percebeu neste material uma alternativa estética para a substituição de estruturas metálicas.(FIBREX-LAB, [2003]).

Diversas marcas comerciais com seus sistemas de polimerização, tipos de fibras, valores de resistência flexural, módulo de elasticidade e indicações clínicas estão descritos na literatura.(GOMES; GOMES, 2002). O sistema Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent), apresenta-se como um material reforçado com fibras de vidro unidirecionais para a confecção de estruturas de coroas e pontes, com comprovada qualidade (KREJCI et al., 1999; VECTRIS, 1998) e, portanto, apresenta bases científicas importantes para que possa ser utilizado como referência para a avaliação do sistema de fibras de vidro Fibrex-Lab[®] (Angelus) que foi recentemente lançado no mercado pela indústria nacional.(FIBREX-LAB, [2003]).

Os sistemas totalmente cerâmicos também são promissores, e cada sistema disponível apresenta vantagens e desvantagens, sejam em relação à

translucidez, opacidade ou resistência durante a função mastigatória (GARBER et al., 2000).

O sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) foi desenvolvido para a fabricação de próteses fixas totalmente cerâmicas. Este sistema apresenta aumento na resistência flexural, quando comparado ao sistema IPS Empress[®], facilidade de utilização, resistência química e estética superior. Estas propriedades contribuem para a versatilidade do sistema, incluindo seu uso para a fabricação de coroas anteriores e posteriores, *inlays*, *onlays* e próteses fixas de três elementos (sendo o último retentor o segundo pré-molar com preparos totais). (FRADEANI; BARDUCCI, 2000). O sistema VITA In-Ceram[®] também se apresenta como uma alternativa para a confecção de próteses *metal-free*, sendo que, quando reforçadas com óxido de zircônio, têm aumentado suas propriedades de resistência podendo ser indicado para próteses parciais fixas na região posterior, mas as custas de um efetivo aumento de opacidade. (GARBER et al., 2000).

As cerâmicas e as fibras de vidro, atualmente utilizadas como subestrutura de próteses fixas de três elementos *metal-free*, são materiais relativamente recentes e, portanto, exigem pesquisas e avaliações constantes para que possam ser utilizadas com segurança nos tratamentos restauradores.

Pretende-se, com este estudo, avaliar, através de um teste *in vitro*, se os novos materiais cerâmicos e as fibras de vidro, atualmente utilizados como subestrutura de próteses parciais fixas, apresentam características mecânicas suficientes para possibilitar sua utilização em regiões de grandes esforços mastigatórios, como materiais alternativos às ligas metálicas. Os valores médios de resistência flexural de dois tipos de cerâmicas e de dois tipos de fibras de vidro, serão obtidos através de um teste de três pontos e os resultados fornecerão dados

para a indicação clínica. Também será possível determinar quais materiais apresentam os melhores resultados, quando avaliados por análise de significância estatística.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 FIBRAS DE VIDRO

Gibbs et al. (1986) avaliaram os limites da força de mordida humana. Citaram os maiores valores reportados na literatura, encontrados nos esquimós, como sendo de 348 lbs (158kgf). Testaram nesta pesquisa a hipótese de que as forças de mordida em indivíduos com bruxismo e apertamento dental pode exceder os valores referidos aos esquimós. Com o uso de um dinamômetro especial, os maiores valores encontrados foram de 975 lbs (443 kgf) mantidos por aproximadamente 2 segundos. Os valores reportados aos indivíduos sem parafunções foram de 20 a 127 kgf. Os autores concluíram que em alguns indivíduos com bruxismo, a força de mordida pode ser seis vezes maior que em indivíduos com dentição natural sem parafunções.

Figun e Garino (1989) descreveram que a ação mastigatória recebe interferência das forças representadas pelos músculos da mastigação e os dentes e, portanto, deve-se considerar: a intensidade das forças que os músculos devem desenvolver para projetar os dentes inferiores contra os superiores, a intensidade das forças que os dentes podem aceitar em oposição sem que, contudo, se lesem ou se deteriorem os tecidos de sustentação e a intensidade da força que requer cada tipo de alimento para ser fragmentado. Opinaram que a ação mastigatória não depende somente da forma dos dentes, mas também da força que recebe através do trabalho da musculatura mastigadora. Quanto mais próximo se encontra o dente do local de aplicação das forças que levam os dentes inferiores contra os superiores, maior será potência. De acordo com isso, a pressão que se exerce na zona dos

molares é máxima e decresce gradualmente em direção aos incisivos. Admitiram que os músculos mastigadores podem exercer uma pressão de 90 a 136 kgf, mas conceituaram como excepcional que sobre qualquer dente se produza uma força que exceda 45 kgf. O limite dessa intensidade não reside nas possibilidades musculares, mas na capacidade do dente e do periodonto para suportar forças musculares superiores sem se alterarem. Descreveram as pressões ou forças médias que agem sobre cada dente como: incisivo central superior – 19 kgf; incisivo central inferior -15 kgf; incisivo lateral superior -15 kgf; incisivo lateral inferior - 22 kgf; canino superior - 22 kgf; canino inferior – 26 kgf; primeiro pré-molar superior - 31 kgf; primeiro pré-molar inferior – 32 kgf; segundo pré-molar superior - 30 kgf; segundo pré-molar inferior - 28 kgf; primeiro molar superior - 36 kgf; primeiro molar inferior - 34 kgf; segundo molar superior - 35 kgf; segundo molar inferior - 33 kgf; terceiro molar superior - 23 kgf e terceiro molar inferior - 40 kgf. Os autores relataram ainda as funções estéticas, fonéticas e de preservação relacionadas ao sistema dental.

As normas técnicas para a realização de testes de profundidade de polimerização, acabamento de superfície, absorção de água e solubilidade, estabilidade de cor e resistência flexural em materiais que contenham monômeros, polímeros e/ou cargas inorgânicas estão descritas na ISO 10477.(INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1992). Para o teste de três pontos torna-se necessária a confecção de, no mínimo, cinco corpos-de-prova com as dimensões de $25 \pm 2\text{mm} \times 2 \pm 0,1\text{mm} \times 2 \pm 0,1\text{mm}$, a partir de uma matriz metálica e seguindo as instruções dos fabricantes. O equipamento para teste deve apresentar velocidade de $1 \pm 0,3 \text{ mm/min}$, ou carga de $50 \pm 16 \text{ N/min}$, e um aparato para receber o corpo-de-prova, com dois suportes paralelos de 2mm de diâmetro com a distância entre os centros de $20 \pm 0,1 \text{ mm}$, e uma terceira haste, com 2mm de

diâmetro centralizada entre os dois suportes. A partir dos resultados obtidos, calcula-se a resistência flexural em MPa.

Anusavice (1998a) enfatizou em seu livro as propriedades mecânicas dos materiais dentários. Estas propriedades podem ser definidas pelas leis da mecânica, isto é, a ciência física que lida com a energia e forças e seus efeitos nos corpos. Salientou que um fator importante no desenho de uma prótese dental é a resistência, a propriedade mecânica que assegura que a prótese sirva às funções para as quais foi desenhada de maneira adequada e segura por um tempo razoável. A resistência refere-se à habilidade da prótese resistir a forças (cargas) sem que haja fratura ou deformação excessiva. Uma análise do potencial de falha de uma prótese, sob forças aplicadas, deve ser relacionada com as propriedades mecânicas do material protético já que são respostas mensuradas, elásticas ou plásticas, destes materiais a uma força aplicada ou distribuições de tensões. O autor definiu tensões e deformações, bem como as propriedades mecânicas embasadas em deformações elásticas, detalhando os testes que podem ser aplicados para aferição.

Vectris Pontic[®] (Ivoclar/Vivadent) é um material reforçado com fibras para a confecção de estruturas de coroas e pontes, sem metal, translúcido e estético. Constitui-se por camadas de feixes de fibras de vidro. O material é aglutinado com o mesmo tipo de matriz de monômero Targis[®] (Ivoclar/Vivadent) que assegura forte união e atua no sentido de distribuição homogênea das cargas mastigatórias. As propriedades físicas permitem que, através da aplicação de vácuo, pressão e luz possam ser obtidas estruturas com perfeito ajuste e sem tensões. Este processo deve ser realizado no interior do aparelho Vectris VS1 de modo ordenado

e automatizado. As instruções de uso e os aparelhos utilizados foram detalhadamente descritos.(VECTRIS, 1998).

Targis/Vectris[®](Ivoclar/Vivadent) é um sistema sem metal para restaurações estéticas em dentes anteriores e posteriores, recomendado na fabricação de coroas e pontes. Um protocolo de avaliação clínica onde oitenta e oito restaurações foram realizadas e avaliadas por 6 consultores durante um período de 15 meses foi descrito. Duas restaurações eram próteses de 3 elementos e as restantes eram coroas unitárias (duas foram realizadas sobre implantes). Os trabalhos foram produzidos por laboratórios credenciados. Antes da cimentação as restaurações foram avaliadas quanto: adaptação ao modelo, anatomia oclusal, adaptação ao dente, contato proximal, margens, oclusão e concordância de cor com o dente adjacente. Aproximadamente 32% das restaurações foram avaliadas após um ano nos seguintes aspectos: resistência à fratura/trinca, qualidade dos contatos proximais, integridade marginal, resistência à infiltração, cor, ausência de sensibilidade, resistência ao desgaste, satisfação do paciente e classificação geral. As categorias foram classificadas em um escala de 1 a 5 em: ruim, regular, bom, muito bom e excelente, respectivamente. Os critérios que dependiam do laboratório, como adaptação ao modelo, anatomia oclusal e contorno receberam notas de muito boas a excelentes. Aproximadamente 13% dos casos apresentaram contatos proximais muito justos. A oclusão foi classificada com nota 4 com 46% dos casos necessitando ajuste oclusal leve e moderado. A cor recebeu nota 4,3. Oitenta e dois por cento das restaurações receberam notas boas a excelente para cor, com 18% recebendo notas regular a boa. Os clínicos deram nota 4,7 para a facilidade de cimentação. Após 1 ano, aproximadamente 32% das restaurações foram reavaliadas. Uma havia fraturado e 2 haviam soltado. As demais restaurações

controladas não exibiram desgaste excessivo da restauração ou do dente adjacente e nenhuma outra falha. Todos os pacientes estavam satisfeitos com os resultados e apenas três relataram sensibilidade pós-operatória. Após 1 ano, 87% das restaurações reavaliadas receberam notas entre muito bom e excelente. O sistema Targis/Vectris® (Ivoclar/Vivadent) representa uma nova categoria de resinas melhoradas e que os resultados em curto prazo são positivos; entretanto, só os resultados em longo prazo poderão prever com maior acuidade o sucesso clínico total destas restaurações. (TARGIS/VECTRIS, 1998).

Vallitu; Ruyter e Ekstrand (1998) avaliaram o efeito da água nas propriedades flexurais dos polímeros para base de dentaduras reforçadas por fibras. Foram utilizadas fibras de vidro trançadas e fibras de sílica trançadas disponíveis para reforço de resinas para base de dentadura autopolimerizáveis e termopolimerizáveis. As fibras foram orientadas a 45 graus de angulação ao longo eixo das amostras (3,3mm X 10,0mm X 64,0mm). Amostras não reforçadas foram utilizadas como controle. Amostras secas e as armazenadas em água, por mais de 48 semanas em água, foram analisadas com microscopia eletrônica para avaliar o grau de adesão da fibra a matriz. A resistência transversa das amostras reforçadas e não-reforçadas diminuíram durante as 48 semanas de armazenagem em água, sendo que, a maior redução ocorreu nas primeiras quatro semanas de armazenagem. O módulo flexural de amostras não-reforçadas diminuiu significativamente ($p < 0.001$), enquanto as amostras reforçadas tiveram pouca ou quase nenhuma modificação. Microscopia de varredura não mostrou diferença na adesão das fibras de vidro a matriz de polímero comparado às amostras secas, mas houve diminuição da adesão das fibras de sílica a matriz em armazenagem em água. Concluíram que a armazenagem em água diminuiu a resistência transversa

das amostras reforçadas por fibra de vidro em 14% e nas amostras reforçadas por fibras de sílica 36%.

Armstrong e Kimball (1999) descreveram as resinas laboratoriais atuais, suas vantagens em relação às cerâmicas dentais, além de sua possibilidade de reparo intrabucal. Salientaram que a incorporação de fibras de reforço aumentam a resistência à flexão das resinas de 125 ± 25 MPa (quando sozinhas) para aproximadamente 1000 MPa. Estes resultados possibilitam a indicação de compósitos, reforçados com fibras, em próteses fixas de três elementos, com espaço entre os pânticos de no máximo 20mm. A fabricação laboratorial de próteses, com fibras de reforço, é uma técnica sensível que exige rigor na realização do protocolo para obtenção de qualidade nos resultados. Os autores descreveram o Sculpture/FibreKor[®] (Jeneric/Pentron) e relataram detalhadamente um caso clínico de prótese fixa anterior de três elementos. Concluíram relatando que um adequado planejamento, bem como os procedimentos clínicos bem realizados são essenciais para o sucesso do tratamento.

Krejci et al. (1999) descreveram o sistema Targis/Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent). Informaram (através de dados do fabricante) a composição básica do cerômero e das fibras além de algumas propriedades físicas como módulo de elasticidade e dureza Vickers. Indicaram o sistema para próteses fixas nas regiões anteriores e posteriores, com preparos em forma de *slots*, *inlays*, *onlays*, *overlays*, coroas totais, coroas parciais e *veneers*. Como vantagens apresentaram: a possibilidade de preservação de tecido dental (pois permitem preparos parciais) e a ótima translucidez (não necessitam subestrutura metálica). Os autores salientaram a importância do criterioso preparo dental e apresentaram as normas de referência ideais, os instrumentos necessários, procedimentos de

moldagens, restaurações provisórias, as técnicas laboratoriais de fabricação e a cimentação. Concluíram afirmando que, apesar de promissor, o sistema necessita acompanhamento em longo prazo.

Bartsch (2000) relatou que o sistema Targis/Vectris® (Ivoclar/Vivadent) surge como uma alternativa viável para restaurações *metal-free*. Apresentou dados de resistência à fratura ao Vectris de 740N. Estas restaurações apresentam alta qualidade, combinada com praticidade de confecção, quando comparadas às cerâmicas. O autor descreveu os procedimentos clínicos e técnicos para a confecção de uma prótese de três elementos e a ótima estética que o sistema oferece. Concluiu evidenciando que, como qualquer nova tecnologia, um tempo suficiente de análise é exigido para que os métodos e materiais assegurem aplicabilidade e resultados favoráveis.

Behr et al. (2000) estudaram as propriedades mecânicas de compósitos reforçados com fibra usando processos de adaptação por vácuo/pressão e manual. Avaliaram a influência do conteúdo de fibra e armazenagem em água na resistência flexural de barras (25mm X 4mm X 2 mm) obtidos com dois compósitos reforçados com fibra, sistema Vectris® (Ivoclar/Vivadent) e FibreKor® (Jeneric/Pentron). Utilizaram um método de adaptação manual (FibreKor®; n=30) e um processo de vácuo/pressão (Vectris®, n=30). Um grupo do Vectris® e FibreKor® (n=10) foi armazenado em água por 24 horas, um segundo grupo foi termociclado por 6000X em 5º/55ºC, e um terceiro grupo foi armazenado em água por 30 dias à 37ºC. Todas as barras foram carregados até a fratura usando o teste de resistência à fratura de três pontos e a resistência flexural foi calculada. O volume percentual de fibra (vol%) foi determinado. A resistência flexural diminuiu significativamente com o aumento do tempo de armazenagem independente da fibra e sistema de fabricação.

Com os parâmetros de 24h há 30 dias, a média na resistência flexural para os barras de Vectris foi 618/579/545 N/mm², e FibreKor 585/534/499 N/mm². O conteúdo de fibra do Vectris[®] foi determinado em 28,1 vol% e 12,8 vol% para os barras de FibreKor[®]. Após 24 horas de armazenagem em água, as barras de Vectris[®] e FibreKor[®] apresentaram um valor estatisticamente maior na resistência flexural do que após 30 dias de armazenagem em água. O processo de fabricação de vácuo/pressão em contraste com a adaptação manual resultou em um aumento significativamente no conteúdo de fibras, mas não necessariamente levou a um aumento da resistência flexural. Os autores concluíram que não apenas o conteúdo de fibra, mas também a composição da matriz e a união das fibras a matriz determinaram as propriedades das resinas compostas reforçadas por fibras.

Freilich et al. (2000) descreveram as vantagens e desvantagens da utilização de metais e cerâmicas em próteses fixas. A composição, arquitetura e as propriedades mecânicas dos compósitos, reforçados com fibras, foram detalhadamente analisados. Também foi descrito o teste de resistência flexural (que é o mais amplamente reportado para avaliações de resistência de polímeros e resinas reforçadas por fibras). Os autores citaram ainda os valores médios de resistência flexural de fibras de vidro e polietileno (300 a 1000 MPa), em dependência da preparação da amostra e da geometria. Enfatizaram que as propriedades das ligas metálicas não são medidas em resistência flexural, mas em tensão, o que dificulta estabelecer um paralelo de estruturas metálicas e estruturas de fibra em situações clínicas de próteses de três elementos, mas, para propósitos de comparação, os valores iniciais e finais de ligas de ouro são 500 a 750 MPa. Também recebeu amplo enfoque a fabricação laboratorial e preparos dentais em próteses fixas, a técnica utilizada para reparos de próteses em acrílico, o

gerenciamento de problemas clínicos e as perspectivas futuras para a aplicação das fibras de reforço.

A norma ISO 4049 apresentou os requisitos necessários para os materiais utilizados para restaurações da superfície oclusal (não incluindo materiais utilizados na prevenção de cáries e materiais utilizados como *veneer* de estruturas metálicas). Em relação aos testes para avaliação de resistência flexural, orienta a utilização do teste de três pontos e a utilização de uma matriz metálica para a confecção dos corpos-de-prova com as dimensões de $25 \pm 2\text{mm} \times 2 \pm 0,1\text{mm} \times 2 \pm 0,1\text{mm}$. Recomenda a utilização de um equipamento, apropriadamente calibrado, que forneça velocidade de carga, com $0,75 \pm 0,25 \text{ mm/min}$ ou $50 \pm 16 \text{ N/min}$, e um aparato para a aplicação de carga que consiste em dois suportes paralelos, com 2 mm de diâmetro, com distância entre os centros de $20 \pm 0,1\text{mm}$, e um terceiro ponto com 2 mm de diâmetro, localizado entre os dois suportes, para que a força seja aplicada centralmente até o ponto de deformação permanente ou fratura completa. A partir dos resultados obtidos, calcula-se a resistência flexural em MPa. (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2000).

McNeill (2000) definiu oclusão como a relação dinâmica funcional e morfológica entre todos os componentes do sistema mastigatório, incluindo dentes, tecidos de suporte, sistema neuromuscular, articulações temporomandibulares e esqueleto craniofacial. Relatou que as forças normais geradas durante a mastigação e a deglutição são de 40% da força oclusal máxima. As forças, geradas pela oclusão forçada máxima na posição de intercuspidação, são descritas na faixa de 244N (50lb) a 1.250N (280lb) com limite superior de 4.339N (975 lb). Em outros estudos, a força oclusal molar unilateral média foi mensurada na faixa de $189 \pm 78\text{N}$ e no lado da oclusão preferida foi de $211 \pm 77\text{N}$. As cargas axiais dos dentes em direção

levemente mesial, permitem que as forças reacionais ao fechamento, ou durante a oclusão forçada, sejam transmitidas vertical mais do que lateralmente, ao longo ou próximo do longo eixo dos dentes. As cargas não axiais geram movimentos mecânicos, ou forças de torque, próximas ou sobre a crista alveolar. Concluiu que os objetivos fundamentais da terapia oclusal precisam ser baseados em fundamentação científica.

Vallitu (2000) determinou o efeito da armazenagem em água por 180 semanas nas propriedades flexurais dos polímeros para base de dentaduras, quando reforçados por fibras. Fibras de vidro trançadas e fibras de sílica trançadas foram usadas para reforço de resinas para base de dentadura autopolimerizáveis e termopolimerizáveis. As fibras foram orientadas a 45 graus de angulação ao longo eixo das amostras. Amostras secas (controle) e aquelas armazenadas em água por 180 semanas foram analisadas, com microscopia eletrônica. para avaliar o grau de adesão da fibra a matriz. A resistência transversa das amostras reforçadas e não-reforçadas diminuíram durante as 180 semanas de armazenagem em água, sendo que a maior redução ocorreu nas primeiras semanas de armazenagem. O módulo flexural de amostras não-reforçadas diminuiu significativamente ($p < 0.001$), enquanto as amostras reforçadas tiveram pouca ou quase nenhuma modificação. Microscopia de varredura não mostrou diferença na adesão das fibras de vidro a matriz de polímero comparado às amostras secas, mas houve diminuição da adesão das fibras de sílica a matriz em armazenagem em água. Concluiu que a armazenagem em água diminuiu a resistência transversa das amostras reforçadas por fibra de vidro e nas amostras reforçadas por fibras de sílica.

Xu (2000) testou a hipótese de que filamentos cerâmicos aumentariam consideravelmente a resistência de compósitos termopolimerizáveis e

que a quantidade de carga, a temperatura de polimerização e o tempo influenciariam significativamente as propriedades dos compósitos. As partículas de sílica foram fundidas em filamentos para facilitar a silanização e criar rugosidades que melhorariam a retenção à matriz. O percentual em peso dos filamentos variou de zero a 79%, a temperatura variou de 80 à 180°C e o tempo de presa de 10 min a 24 horas. A resistência flexural e resistência à fratura dos compósitos foram avaliadas, e as amostras fraturadas foram observadas em MEV. O nível de carga apresentou efeito significativo nas propriedades do compósito; o compósito com filamentos cerâmicos com nível de carga de 70% apresentou uma resistência flexural em MPa de 248 ± 23 , significativamente maior que os 120 ± 16 de um compósito para *inlay/onlay* usado como controle e 123 ± 21 de um compósito laboratorial usado como controle. O tempo de termo-polimerização também apresentou um papel significativo. À 120°C, a resistência do compósito polimerizado por 10 min foi 178 ± 17 , menor que 236 ± 14 do compósito polimerizado por três horas. A resistência do compósito reforçado por filamentos não foi degradada após a armazenagem e envelhecimento por 100 dias. Concluiu que a resistência flexural e à fratura dos compósitos com filamentos cerâmicos foi próximo ao dobro das resinas compostas atualmente disponíveis para *inlay/onlay* e de compósitos laboratoriais.

Bae et al. (2001) mediram a resistência flexural (através de teste de três pontos) e módulo de elasticidade de resinas compostas com e sem reforço de fibras e avaliaram o efeito das várias fibras utilizadas. Foram estudadas: Ribbond[®] (Ribbond), Fibreflex[®] (BioCamp), Fibrekor[®] (Jeneric/Pentron), GlasSpan[®] (GlasSpan) e Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent). Corpos-de-prova, com dimensões de 25mm x 2mm x 2 mm, foram produzidos seguindo as orientações dos fabricantes e armazenados em água destilada a 37° C por 24 horas (ISO 10477). Os testes foram realizados em

uma máquina de ensaio universal com velocidade de 1 mm/min. Após os testes, as superfícies fraturadas foram analisadas em MEV. A resistência flexural de compósitos não reforçados variou de 96 a 119 MPa e daqueles reforçados 203 a 386 MPa. O módulo de elasticidade das resinas sem reforço variou de 6 a 9 GPa e das reforçadas variou de 9 a 15 GPa. Os autores concluíram que a presença de fibras pode melhorar as propriedades mecânicas de resistência em até 300%.

Bottino; Quintas e Bondioli (2001) avaliaram as propriedades mecânicas de duas resinas compostas, Charisma[®] (Heraeus Kulzer, Alemanha) e Permalute[®] (Ultradent Products), e verificaram a influência da adição de uma fibra (Ribbond[®], Ribbond) na resistência à flexão das duas resinas. Foram preparados 52 corpos-de-prova, medindo 15mm de comprimento, 2mm de largura e 1mm de espessura, com as resinas compostas associadas ou não a fibras. Os corpos-de-prova foram divididos em quatro grupos (n=13), sendo o Grupo I somente de resina composta Charisma[®]; Grupo II resina Charisma[®] + Ribbond[®]; Grupo III somente de resina Permalute[®] e Grupo IV de resina Permalute[®] + Ribbond[®]. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de compressão de três pontos para verificar a resistência flexural em um aparelho MTS-810 até à ruptura das mesmas e então avaliados sob microscopia eletrônica de varredura. Os dados foram submetidos aos testes paramétricos 1-way ANOVA, análise de variância e de Comparação Múltipla de Tukey (5%), após o teste de homogeneidade de variância, teste de Levene, sob nível de significância de 5%. Os corpos-de-prova do Grupo I obtiveram média de 164,71 MPa (desvio padrão = 21,49%); para o Grupo II, a média de ruptura foi de 292,28 MPa (desvio padrão = 34,24%); para o Grupo III, a média foi de 106,50 MPa (desvio padrão = 24,02%) e, para o Grupo IV, os valores médios foram 61,70MPa (desvio padrão = 24,92%). Os resultados demonstraram que a adição de fibras

entrelaçadas aumentou consideravelmente a resistência à flexão, sendo melhor para Charisma[®] + Ribbond[®] do que Permalute[®] + Ribbond[®]. Concluíram, pela análise da região fraturada, empregando-se o MEV, que não ocorreu reação química entre as resinas compostas e as fibras, embora não apresentassem completa separação entre a matriz e as fibras.

Felippe et al. (2001) descreveram que as fibras são materiais recém-lançados na Odontologia e se apresentam sob a forma de fitas ou cordões maleáveis. Além da excepcional resistência que possuem, quando agrupados, os fios apresentam translucidez, em certos casos transparência, valorizando sua utilização em muitas situações clínicas, praticamente em todas as especialidades, em especial em Dentística e Prótese. Além da alta resistência e translucidez, destacaram a grande maleabilidade dos produtos, sua leveza e a ausência de oxidação em comparação com as estruturas metálicas como principais características favoráveis ao seu emprego clínico. No artigo, revisam alguns conceitos básicos a serem considerados na seleção do caso, na escolha do produto, na técnica de utilização e na preservação do caso, relacionando-os aos sistemas de fibras de reforço disponíveis.

Mandikos et al. (2001) avaliaram quatro resinas laboratoriais de segunda geração quanto à resistência ao desgaste e dureza comparando-as com dois materiais controle. 12 corpos-de-prova de cada material (Artglass[®]/ Heraeus Kulzer, belleGlass[®]/ belle de St. Claire, Sculpture[®]/ Jeneric/Pentron e Targis[®]/Ivoclar/Vivadent) com as dimensões de 11,1mm de diâmetro por 2,3mm de profundidade foram produzidos de acordo com as orientações dos fabricantes. Os materiais utilizados como controle foram: resina direta Heliomolar[®] e resina laboratorial de primeira geração Concept[®]. Todos os corpos-de-prova foram testados

em uma máquina para simulação de 5 anos de uso e testes de dureza Vickers. O material de controle (Concept[®]) apresentou resultados superiores de resistência ao desgaste e dureza e menor rugosidade superficial. Os autores concluíram que os resultados dos testes indicam que as resinas laboratoriais de segunda geração não apresentaram melhorias em relação ao desgaste e dureza quando comparadas com as resinas laboratoriais de primeira geração. No entanto, estes materiais apresentaram uma performance satisfatória que indicam sua aplicação clínica.

Fantini (2002) relatou que a posição de máxima intercuspidação é alcançada em torno de 5000 vezes por dia, durante as funções normais que incluem, entre outras, o ciclo mastigatório e a deglutição. As cargas mastigatórias variam entre os indivíduos, em função do sexo, dos padrões facial e muscular, e, numa mesma pessoa, depende da idade, do estado emocional e do tipo de alimento a ser mastigado. Destacou que as informações encontradas na literatura, relacionadas à duração do contato dentário e a intensidade de cargas desenvolvidas durante a mastigação são bastante variadas.

Gomes e Gomes (2002) descreveram as novas opções de materiais restauradores posteriores indiretos - cerômeros. Relataram que em 1995 surgiu no mercado esta nova classe de material restaurador estético adesivo indireto, que une as vantagens das cerâmicas (excelente estética, resistência a abrasão, elevada estabilidade) com as vantagens dos compósitos modernos (fácil aplicação, polimento excelente, união química ao cimento resinoso, resistência a fratura e possibilidade de reparos). Os autores também apresentaram as indicações, limitações, vantagens, desvantagens e o protocolo clínico na aplicação do cerômero, em restaurações indiretas em dentes posteriores, tanto para confecções de restaurações tipo *inlay*, *onlay*, bem como em próteses adesivas posteriores *metal-free*.

Gomes et al. (2002) analisaram as características das resinas laboratoriais de 2ª geração reforçadas por fibras – Sistema Targis/Vectris® (Ivoclar/Vivadent) e demonstraram seus aspectos técnicos e sua aplicabilidade em prótese *metal-free*. Diversas marcas comerciais com seus sistemas de polimerização, tipos de partículas, valores de resistência flexural, módulo de elasticidade e indicações clínicas foram descritos. Um caso clínico de prótese parcial fixa (com preparos intracoronários) foi relatado detalhadamente. Os autores concluíram que devido ao alto módulo de elasticidade e reduzido potencial abrasivo das resinas laboratoriais de 2ª geração reforçadas por fibras, podem substituir tanto as cerâmicas quanto os metais em próteses fixas adesivas corretamente selecionadas.

Hirata (2002) avaliou *in vitro* a resistência flexural e o módulo de elasticidade de resinas compostas e fibras de vidro e polietileno através de um teste de três pontos. Seis grupos foram confeccionados com a utilização de uma matriz metálica bipartida e com dimensões de 25mm X 2mm X 2mm, sendo utilizado fibras de vidro unidirecionais (Vectris®/ Ivoclar/Vivadent e Fibrex®/ Angelus), um grupo de fibra de polietileno trançada (Connect®/Kerr) e três grupos de resinas compostas (Targis®/ Ivoclar/Vivadent; belleGlass®/ Kerr; Z-250® / 3M). As amostras foram então carregadas até a fratura ou até ser registrado o colapso de 15% em uma máquina de ensaio universal com velocidade de 1mm/min. Os resultados foram submetidos à análise de variância ANOVA e teste t-student ao nível de significância $p < 0.05$. Os grupos de fibras de vidro unidirecionais IV-Vectris® (Ivoclar/Vivadent) e VI -Fibrex® (Angelus) obtiveram os valores médios estatisticamente maiores de resistência flexural do que os demais grupos, porém não diferentes estatisticamente entre os menores valores médios e não diferentes estatisticamente entre si. O grupo IV-

Vectris[®] /Ivoclar/Vivadent obteve os maiores valores médios de módulo de elasticidade. A predominância de falhas nas amostras testadas foi de fratura completa nos grupos de resinas compostas e de fraturas incompletas, com delaminação superficial nas amostras do grupo IV-Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent) e VI - Fibrex[®] (Angelus), e fratura incompleta, com quebra de matriz resinosa ao redor das fibras de polietileno, nas amostras do grupo II-Connect[®]/Kerr.

Lassila; Nohrström e Vallitu (2002) determinaram as propriedades de resistência flexural de compósitos reforçados com fibras unidirecionais E-glass fiber reinforcement[®] /Stick, Stik tech mediante as diferentes propriedades de sorção de água dos compósitos. Corpos-de-prova produzidos com Sinfony[®] Activator/Espe (n=30) Triad[®] Gel /Dentsply (n=30) e Scotchbond[®] Adhesive/3M (n=30) e diferentes volumes percentuais de fibras 0, 12, 23, 36 e 45% foram testados de acordo com a ISO 10477 (teste de três pontos para resistência) após armazenagem em água por 30 dias. A absorção de água também foi avaliada. Corpos-de-prova com 45% de fibras obtiveram resultados de resistência flexural que variavam de 759 a 916 MPa, quando armazenados em ambiente seco. Quando armazenados em água os valores variaram entre 420 a 607 MPa . A análise estatística (Anova) revelou diferenças significantes entre os grupos de acordo com o volume de fibras presentes e o tipo de matriz polimérica existente. A desidratação das amostras recuperou as propriedades mecânicas. Os autores concluíram que as propriedades de resistência flexural dos compósitos reforçados com fibras diminuem com a imersão em água e que o uso de polímeros com baixa sorção de água parece ser benéfica para melhorar as propriedades do sistema com fibras.

Moura Júnior et al. (2002) descreveram que, atualmente, foram desenvolvidos alguns sistemas para a confecção das próteses parciais fixas, onde a

estrutura metálica, tradicionalmente utilizada como reforço, foi substituída por diferentes tipos de fibras associadas a uma matriz resinosa. Sobre este conjunto de fibras, uma camada de resina composta é utilizada como material estético de recobrimento. Relataram que os fabricantes destes sistemas afirmam que esta substituição melhora as propriedades estéticas sem prejuízo às propriedades físicas. Os autores avaliaram a resistência à flexão de dois destes sistemas: Targis/Vectris® (Ivoclar/Vivadent) e Sculpture/Fibrekor® (Jeneric/Pentron). Vinte corpos-de-prova de cada sistema foram confeccionados em um molde de aço inoxidável com as dimensões de 4mm x 4mm x 20mm, sendo que o conjunto de fibras foi totalmente recoberto pela resina composta de revestimento. Os ensaios foram realizados em máquina servo-hidráulica MTS com velocidade de 1mm/min e célula de carga de 250 KN. Os resultados foram analisados estatisticamente pelo método não-paramétrico de Mann-Whitney. Uma amostra de cada sistema foi analisada em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). Concluíram que o Sistema Targis/Vectris® apresentou médias de resistência flexural superiores estatisticamente que o Sistema Sculpture/Fibrekor®, porém o Sistema Sculpture/Fibrekor® apresentou menor variação nos resultados.

O sistema Fibrex-Lab® foi descrito como um sistema formado por fibras de vidro impregnadas com resina composta fotopolimerizável, utilizado para reforço estrutural em prótese fixa. Está indicado para reforço estrutural em próteses fixas de 1 a 3 elementos, *inlays*, *onlays* e coroas totais confeccionadas com polímeros (cerômero ou resina composta laboratorial). Apresenta excelente translucidez, leveza, baixo custo, compatibilidade com outros sistemas de resinas laboratoriais, biocompatibilidade e permite uma distribuição uniforme das cargas

mastigatórias. Este folheto promocional descreveu, ainda, as instruções de uso, composição e apresentação do Fibrex-Lab[®].(SISTEMA FIBREX-LAB, 2002).

Behr; Rosentritt e Handel (2003) descreveram os resultados clínicos obtidos com próteses fixas de três elementos com preparos parciais (*inlay*) e totais e também coroas totais unitárias em molares, produzidas com sistema Targis/Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent) em um período de observação de 4 anos. No total, 38 restaurações foram realizadas em 19 pacientes. Destas, 17 foram próteses parciais fixas cimentadas adesivamente, 5 foram próteses parciais fixas de três elementos com preparos totais e 16 foram coroas unitárias em molares (6 cimentadas adesivamente e 10 cimentadas convencionalmente com ionômero de vidro). Foram avaliados: fratura da subestrutura ou revestimento, perda da cimentação, sinais de desgaste e alterações de cor. Durante o período de observação não foram reportados casos de perda da cimentação ou fratura da subestrutura. No entanto, 36% das próteses parciais fixas com preparos parciais (*inlay*) fraturaram o revestimento. O número de casos com descolorações e sinais de desgastes (inclusive com exposição da fibra) aumentou, com o passar dos anos, para todos os tipos de restaurações. Uma prótese parcial fixa de três elementos, com preparos totais, foi refeita por exigência do paciente (descoloração). Após 36 meses a taxa de sobrevivência foi estimada em 82% para coroas totais unitárias e 72% para próteses fixas de três elementos com preparos tipo *inlay*. Os autores concluíram que o sistema de compósito reforçado por fibras estudado precisa de melhorias no sistema de revestimento. Devido às descolorações, fraturas e sinais de desgaste em pouco tempo de uso somente deveriam ser indicadas para restaurações provisórias.

Chong e Chai (2003) investigaram a probabilidade de falha sob cargas de flexão de corpos-de-prova produzidos com Fibrekor[®]/Sculpture (Jeneric/Pentron), Vectris/Targis[®] (Ivoclar/Vivadent), VITA In-Ceram[®]/ Alumina/Vita α e VITA In-Ceram[®]/ Zirconia/Vita α . Um sistema metalocerâmico (PG200/Vita Omega[®]) serviu como controle. Dez barras (22,00 mm x 8,0 \pm 0,1 mm x 2,0 \pm 0,1 mm) foram fabricadas com cada sistema e submetidos ao teste de três pontos. Os resultados principais de resistência foram: Fibrekor/Sculpture[®] 613 \pm 132N, PG200/Vita Omega 512 \pm 219N, VITA In Ceram[®] Zirconia 286 \pm 30N, Vectris/Targis[®] 320 \pm 92N e VITA in Ceram[®] Alumina- 237 \pm 43N. Os autores concluíram que a probabilidade de falha do Fibrekor/Sculpture[®] foi significativamente menor que do Vectris/Targis[®], VITA In Ceram[®] Alumina/ Vita α ou VITA In Ceram[®] Zirconia /Vita α .

As fibras de vidro são utilizadas por vários segmentos industriais, principalmente pela indústria aeroespacial e automobilística, além da indústria náutica. Suas propriedades físicas, como a baixa condutividade térmica e elétrica, além de sua alta resistência, chamaram a atenção da área odontológica, que percebeu neste material uma alternativa estética para a substituição de estruturas metálicas. O sistema Fibrex-Lab[®] foi relatado tecnicamente como um material composto, reforçado com fibras de vidro, para a confecção de estruturas translúcidas de coroas e pontes. Encontra-se na dependência do emprego de fontes de luz associadas a calor e vácuo para sua construção, permitindo maior grau de conversão da matriz, com menor grau de contração de polimerização e maior resistência final do produto. A diferença existente na estrutura arquitetônica permite que sua indicação seja ampla, dependendo da estrutura que se deseja obter e das propriedades físicas finais necessárias. O Fibrex Medial[®] apresenta-se como uma manta de fibras de vidro unidirecionais com diâmetro de 2,5mm e 10,5cm de

comprimento. Finalizaram descrevendo os valores obtidos em testes de Tensão de força máxima (612,8 MPa -segundo a ISO 10477) e módulo de elasticidade (9404,0 GPa - seguindo a ISO 10477).(FIBREX-LAB, [2003]).

Nakamura et al. (2003) propuseram em seu estudo examinar a resistência flexural e o módulo de elasticidade de compósitos reforçados por fibras utilizadas para a fabricação de próteses parciais fixas com preparos intracoronários (*inlays*). Utilizaram na pesquisas Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent), Fibrekor[®] (Jeneric/Pentron), um material experimental Br-100 (kuraray), Targis[®] (Ivoclar/Vivadent), Sculpture[®] (Jeneric/Pentron) e Estenia[®] (Kuraray). Cinco corpos-de-prova de cada material foram produzidos com dimensões de 25 mm x 2mm x 2mm de acordo com a ISO 4049 e avaliados através do teste de três pontos com velocidade de 1mm/min. Os resultados de resistência flexural e módulo de elasticidade respectivamente foram: Estenia[®] 193 ± 12 MPa e 20,9 ± 05 GPa, Targis[®] 132 ± 13 MPa e 7,9 ± 08 GPa, Sculpture[®] 166 ± 15 MPa e 9,6 ± 0,9 GPa, Br-100 686 ± 21 MPa e 25,4 ± 1,3 GPa, Vectris[®] 634 ± 27 MPa e 19,0 ± 2,4 GPa e Fibrekor[®] 567 ± 20 MPa e 26,7 ± 4,5 GPa. Corpos-de-prova laminados Targis/Vectris[®], Estenia[®]/BR-100 e Sculpture/Fibrekor[®], nas dimensões de 25mm x 2mm x 2mm foram testados, também, em diferentes espessuras de subestrutura (0,5 mm, 1,0 mm e 1,5 mm) Os autores observaram que quando a espessura de subestrutura dobrava de 0,5 mm para 1,0 mm a carga aplicada também duplicava, sugerindo que o efeito do reforço poderia ser melhorado com o aumento da espessura da subestrutura. No entanto, quando a espessura aumentou para 1,5 mm, a carga máxima aplicada não aumentou. Este resultado pode ser atribuído ao fato da grande diminuição do material de revestimento reduzir a força superficial. Os autores concluíram que a combinação do Estenia[®] (Kuraray) com o sistema

experimental de fibras resultou em melhores valores de resistência flexural e módulo de elasticidade.

Rosentritt; Behr e Handel (2003) compararam a resistência à fratura de próteses parciais fixas realizadas com preparos totais e parciais (*inlays*) após simulações de 5 anos de utilização. As restaurações foram realizadas com sistemas totais cerâmicos, fibras de reforço e a combinação de cerâmicas e fibras (experimentais). Todas as restaurações foram cimentadas em molares humanos extraídos, receberam ciclagem térmica, desgaste mecânico e foram testados com carga até a fratura. Foram avaliados: Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent), IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent), Zircônia Lava[®] (3M). Os menores valores de resistência flexural foram obtidos com o sistema IPS Empress[®] 2 com preparos totais (350N). O sistema experimental (fibra/cerâmica) apresentou valores médios de 1000 a 1400 N. Os autores concluíram que a técnica híbrida (cerâmica/fibra) representa uma interessante alternativa e sugeriram novas pesquisas.

Song et al. (2003) analisaram o efeito do tipo de preparo e da distância entre os retentores na resistência à fratura de compósitos reforçados por fibras, em próteses parciais fixas com preparos intracoronários (*inlays*). 40 pré-molares inferiores e 40 molares inferiores humanos extraídos e livres de cáries foram posicionados em resina acrílica com distância entre os retentores de 7 mm e 11 mm para representar a perda de um pré-molar e um molar respectivamente. Os corpos-de-prova foram randomicamente divididos em 4 grupos (n=10): GA - espaço de 7 mm com preparo proximal tipo tubo; GB- espaço de 11 mm com preparo proximal tipo tubo; GC - espaço de 7 mm com preparo proximal tipo caixa; GD - espaço de 11 mm com preparo proximal tipo caixa. Próteses parciais foram produzidas com Targis/Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent) e cimentadas com Variolink[®] II (Ivoclar/Vivadent).

Força vertical foi aplicada ao centro da prótese com velocidade de 1 mm/min. Os resultados de resistência à fratura foram: GA – $1368 \pm 212\text{N}$, GB – $885 \pm 109\text{N}$; GC – $1779 \pm 317\text{N}$ e GD – $1336 \pm 281\text{N}$. O GC apresentou resultados estatisticamente melhores que os demais grupos. Descolamento foi observado somente em pré-molares com preparos tipo tubo. Os autores concluíram que apesar das limitações do estudo *in vitro*, as próteses parciais fixas com preparos tipo caixa proximal podem ser uma alternativa interessante para espaços edêntulos pequenos.

Alander et al.(2004) descreveram que os compósitos reforçados por fibras (FRC) consistem em fibras embebidas uma matriz polimérica. A resistência das FRC depende da impregnação das fibras pela matriz resinosa, adesão dessas fibras à matriz, quantidade e orientação das fibras. As falhas causadas pelas forças externas podem ocorrer pela quebra da fibra, da matriz polimérica e de sua interface. As quebras e fraturas internas nos corpos-de-prova podem ser avaliadas pela emissão de sinais acústicos dos materiais. Foi relatado que os valores de resistência flexural reportados na literatura informam apenas a força final aplicada e esses resultados podem ser questionados. Com esta pesquisa, os autores examinaram através de sinais acústicos, os valores iniciais e finais relacionados às deformações dos compósitos reforçados por fibras. Corpos-de-prova foram confeccionados seguindo a ISO 10477, com seis fibras disponíveis no mercado e 5 resinas fotopolimerizáveis seguindo as recomendações dos fabricantes. A emissão de sinais acústicos, foram monitorados por computador. As fibras testadas foram: Stick[®] (Stick Tech), everStick[®] (Stick Tech), Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent), Fibrekor[®] (Jeneric / Pentron), Connect[®] fiber(Kerr) e Ribbond[®] (Ribbond Inc). Os valores iniciais da emissão de sinais de fratura foram de 107 MPa (Ribbond[®]) a 579 MPa (everStick[®]). Os valores finais de resistência flexural foram de 132 MPa a 764 MPa, sendo os

valores maiores referentes ao everStick[®] e Vectris[®] e os menores para o Ribbond[®]. Os autores concluíram com este estudo que os valores de emissão acústica iniciam com níveis de stress 19-32% mais baixos que os registrados na força final de fratura e normalmente reportados na literatura.

2.2 CERÂMICAS

Hüls (1995) relatou que as próteses convencionais metálicas e metalocerâmicas apresentam carência ou pontos fracos típicos, como problemas estéticos, perioprotéticos, corrosão e intolerância aos metais. Por este motivo, há muito tempo, as novas tecnologias têm experimentado um contínuo desenvolvimento, principalmente nas cerâmicas livres de metal. Nenhuma delas, no entanto, chegou a se impor realmente, principalmente por deficiências relativas à resistência mecânica. Salientou que, com as massas cerâmicas de infiltração VITA In-Ceram[®], dispõe-se pela primeira vez de uma tecnologia que pode ser considerada uma alternativa adequada às restaurações metalocerâmicas. Graças a sua elevada resistência, permite ser indicada, além das coroas anteriores e posteriores, também em pontes, o que oferece uma gama interessante de aplicações clínicas. O autor considerou as tolerâncias, contra defeitos e erros de preparação, notavelmente mais baixas que nas próteses metálicas, e por isto, enfatizou as regras de preparação e cimentação. Descreveu as versões especiais de coroas de VITA In-Ceram[®] e os resultados clínicos depois de 6 anos de aplicação, apresentando um índice de êxitos e perdas. As vantagens, desvantagens e as contra-indicações foram relatadas. Os últimos desenvolvimentos tecnológicos e clínicos, como o In-Ceram[®] Celay, In-Ceram[®] Spinell e o In-Ceram[®] Zircônia, foram apresentados.

Anusavice (1998b), descreveu que o futuro das cerâmicas dentárias é brilhante devido ao crescente aumento da demanda de restaurações cerâmicas e poliméricas e do reduzido uso do amálgama e tradicionais restaurações metálicas fundidas. O autor classificou e detalhou a composição das porcelanas odontológicas, bem como as suas propriedades físicas e mecânicas. Relatou que o comportamento de friabilidade das cerâmicas e sua baixa resistência à tensão, comparada com aquelas previstas das uniões entre átomos, podem ser compreendidos considerando-se a concentração ao redor de defeitos superficiais. Enquanto metais podem ceder a altas tensões por se deformarem plasticamente, as cerâmicas tendem a não possuir um mecanismo para ceder às tensões sem fraturarem como os metais e, portanto, fraturas podem propagar-se através de um material cerâmico sob baixos ou médios níveis de tensões. Os desenhos das restaurações cerâmicas devem ser planejados de forma a evitar alterações abruptas, na forma ou espessura, que podem atuar como fatores de concentrações de tensões, tornando a restauração susceptível à falha.

Höland (1998) descreveu os fundamentos científicos do sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) comparando suas propriedades com as do IPS Empress[®]. Relatou que a resistência a flexão do IPS Empress[®] (120 MPa) não permite sua utilização em próteses parciais fixas o que levou ao desenvolvimento do IPS Empress[®] 2 (350 ± 50 MPa). Descreveu o sistema IPS Empress[®] como uma cerâmica de vidro reforçada com leucita tendo 30% - 40% de volume de cristais e o IPS Empress[®] 2 como uma cerâmica de vidro com cristais de dissilicato de lítio e de ortofosfato de lítio com aproximadamente 60% de volume de cristais. Concluiu que a maior proporção do volume da fase cristalina do IPS Empress[®] 2 explicaria, em parte, os melhores valores de resistência mecânica.

A ISO 6872 especificou as exigências e os testes para os materiais cerâmicos. Para o teste de resistência flexural por três pontos, as amostras devem apresentar comprimento de pelo menos 20mm, largura de $4,0 \pm 0,25$ mm e espessura de $1,2 \pm 0,2$ mm. O equipamento para teste deve apresentar velocidade de $1 \pm 0,5$ mm/min. Para as cerâmicas, utilizadas na fabricação de estruturas de suporte de coroas unitárias, a resistência flexural mínima, exigida para aprovação nos testes, é de 100 MPa. (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION,1998).

O sistema de cerâmica IPS Empress[®] 2(Ivoclar/Vivadent) foi descrito como uma estrutura de dissilicato de lítio, injetada, que permite a fabricação de restaurações unitárias e próteses fixas de três elementos. A seleção das cores, fabricação dos modelos de trabalho, aplicação do espaçador, enceramento, colocação dos sprues, fundição, acabamento das estruturas bem como a utilização do forno EP500 e as temperaturas adequadas para a correta cocção da cerâmica também foram descritos.(IPS EMPRESS[®] 2, 1998).

Schweiger et al. (1999) relataram que as novas direções da odontologia estética demandam o desenvolvimento de materiais cerâmicos com excelentes propriedades ópticas, alta translucidez, e ao mesmo, tempo altas propriedades mecânicas, alta resistência à fratura e ótima resistência química. O material também deve ter fácil manuseio para o técnico. Os autores descreveram as características mecânicas, físicas e ópticas do IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent), como ideais para a confecção de próteses fixas *metal-free* de até três elementos. Os resultados, obtidos através do teste de três pontos (seguindo a ISO 6872) para análise da resistência flexural, são registrados como sendo 350 ± 50 MPa. Torna-se,

no entanto, fundamental a observação da espessura mínima para os conectores de 4mm X 4mm.

Mito e Sorensen (1999) relataram a fabricação de uma prótese fixa com IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent), salientando a importância da realização de um adequado preparo dental e detalhando os procedimentos de fabricação da cerâmica. Concluíram considerando este sistema uma ótima solução para próteses anteriores e posteriores até pré-molar e afirmam que o IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) não é o primeiro sistema para confecção de próteses *metal-free*, mas, possivelmente, é o de mais fácil fabricação já que utiliza o mesmo sistema de cera perdida da fabricação da subestrutura de uma metalocerâmica convencional.

Sorensen (1999) informou que o IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) é um sistema total cerâmico, recentemente introduzido no mercado para a confecção de coroas unitárias e próteses fixas de três elementos (para pânticos até primeiro pré-molar). Este sistema apresenta nova química e estrutura cristalina que eleva a resistência à fratura e a resistência flexural. O autor descreveu as dimensões críticas do conector e o desenho da subestrutura, além de orientar os procedimentos de preparação dental e os procedimentos de cimentação. Concluiu apresentando um caso clínico, realizado com o sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent).

Wirz e Jäger (1999) avaliaram os sistemas para próteses fixas mais comumente utilizadas. Apresentaram, como características positivas nas coroas totalmente metálicas, o baixo custo, a facilidade de confecção e a possibilidade de cimentação convencional. As desvantagens encontram-se na coloração do metal. As coroas metalo-plásticas apresentam como desvantagens a retenção de placa e a instabilidade química. Já as coroas metalocerâmicas sem ombro apresentam durabilidade, estética e possibilidade de cimentação convencional. No entanto,

podem apresentar-se antiestéticas com o passar dos anos, devido à presença da cinta metálica. As coroas *metal-free*, para apresentarem características físicas e mecânicas favoráveis, exigem preparos e espessuras mínimas, mas são estéticas e apresentam estabilidade química. Concluíram relatando que esta avaliação deve ser considerada como uma etapa, pois novas pesquisas e avaliações clínicas devem ser rotineiramente realizadas.

Fradeani e Barducci (2000) informaram que o sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) foi desenvolvido, a princípio, para a fabricação de próteses fixas totalmente cerâmicas. Este sistema apresenta aumento na resistência flexural, facilidade de utilização, resistência química e estética superior. Estas propriedades contribuem para a versatilidade do sistema, incluindo seu uso para a fabricação de coroas anteriores e posteriores, *inlays*, *onlays* e próteses fixas de três elementos (sendo o último retentor o segundo pré-molar e preparos totais). Os autores salientaram a importância da análise dos fatores que possam contra-indicar a utilização do sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent). Concluem relatando a confecção experimental de uma prótese parcial fixa de três elementos.

Garber et al. (2000) descreveram que as características ópticas das próteses, totalmente em cerâmica, são altamente estéticas, mas sua tendência à fratura remete a sua utilização em casos especificamente selecionados (ao contrário da utilização em larga escala das próteses metalocerâmicas). Relataram que na década de 1980, dois sistemas totalmente cerâmicos foram apresentados ao mercado: Cerestore[®] (Johnson & Johnson, East Windsor, NJ) e Dicor[®] (Dentsply, York, PA). No entanto, a baixa resistência à fratura e algumas características de opacidade limitavam sua aplicação. Já, a partir de 1990, outros sistemas *metal-free* apresentaram maior sucesso. O IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent), cerâmica

injetada com a incorporação de leucita, apresentou melhores características de resistência sem prejudicar as propriedades de translucidez. Suas características permitem a sua utilização, como subestrutura de próteses fixas de três elementos, quando os preparos permitam a confecção de conectores com pelo menos 4mm². O sistema VITA In-Ceram[®] também apresenta uma alternativa para a confecção de próteses metal-free, sendo que, quando reforçadas com óxido de zircônio, têm aumentado suas propriedades de resistência, mas as custas de um efetivo aumento de opacidade. Os autores descreveram ainda o sistema Cerec[®] (Siemens) e Procera[®] All Ceram (Nobel Biocare) e concluíram que os sistemas, totalmente cerâmicos, são promissores, mas que cada sistema apresenta vantagens e desvantagens sejam em relação à translucidez, opacidade ou resistência durante a função mastigatória.

Höland et al.(2000) analisaram a microestrutura do IPS Empress[®] e do IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) através da MEV. Propriedades como: resistência flexural, tenacidade à fratura, translucidez, coeficiente de expansão térmica, durabilidade e grau de cristalização também foram testados. A resistência flexural foi verificada através de um teste de três pontos conduzido a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os corpos de prova com dimensões de 25mm x 4mm x 1,2 mm (ISO 6872) foram produzidos seguindo a orientação do fabricante. Os valores obtidos foram: IPS Empress[®] – 112 ± 10MPa e para o IPS Empress[®] 2 – 400 ± 40MPa. Os autores concluíram que o IPS Empress[®] 2 consiste de uma nova microestrutura de cristais dissilicato de lítio embebidos em uma matriz de vidro com grau de cristalização mais alto que o IPS Empress[®] e que essa nova química melhora as suas propriedades mecânicas.

Lacy (2000) informou que a procura dos pacientes por restaurações “da cor dos dentes” tem estimulado o desenvolvimento de uma variedade de materiais restauradores estéticos. Dentes perdidos podem ser substituídos por próteses parciais fixas que podem ser confeccionadas com ligas metálicas, metalocerâmicas, resinas aderidas às estruturas metálicas e resinas reforçadas com fibras de vidro. Cada material apresenta vantagens e desvantagens que limitam suas indicações. O autor relatou que as cerâmicas atualmente utilizadas para próteses metal-free exigem uma grande espessura dos conectores para apresentarem resistência à fratura, o que contra-indica a confecção de próteses parciais fixas. Considerou promissores os sistemas de resinas laboratoriais reforçadas com fibras. Descreveu, como alternativa para próteses parciais fixas, a utilização de estruturas metálicas, recobertas com resinas e cerâmicas, e detalha suas indicações, contra-indicações, formas de preparos dentais, procedimentos laboratoriais, cimentação e acabamento. Concluiu que este método exige um preparo pouco invasivo, apresenta resistência aos esforços mastigatórios, além de satisfazer aos apelos estéticos dos pacientes.

McLaren e White (2000) descreveram o VITA In-Ceram[®] Zircônia, como uma nova opção para prótese fixa posterior de até três elementos. As propriedades mecânicas e físicas deste material (valores de resistência flexural de 600 a 800 MPa) tornaram-no uma ótima opção para a confecção de próteses metal-free. Os autores, no entanto, salientaram a importância de um cuidadoso planejamento e recomendam específicos requisitos para os preparos dos elementos dentais que incluem adequada redução, ombros marginais definidos, ângulos internos arredondados e caixas proximais nas faces próximas ao espaço protético (para possibilitar um aumento na espessura do conector). Os procedimentos

laboratoriais foram descritos detalhadamente. Concluíram recomendando as dimensões ideais para a infra-estrutura do VITA In-Ceram[®] Zircônia e orientando os procedimentos para uma adequada cimentação.

Apholt et al. (2001) avaliaram a resistência flexural do Cerec[®] 2 In-Ceram[®] Alumina (VITA) e In-Ceram[®] Zircônia (VITA). Objetivaram com o estudo, *in vitro*, identificar os procedimentos de união para o In-Ceram que podem ser usados para a produção de subestruturas próteses parciais fixas totalmente cerâmicas. Os grupos produzidos foram (n=5) C1- VITA In-Ceram[®] Alumina, usinada pelo Cerec[®] 2 (3mm x 4mm x 13mm) controle; C2 e C3- VITA In-Ceram[®] Alumina *Slip* /controle; C4 - VITA In-Ceram[®] Alumina *block*/controle; C5- VITA In-Ceram[®] Zircônia usinada pelo Cerec[®] 2/control. Barras de teste de 3mm x 4mm x 13 mm foram produzidas pela união de duas partes de materiais cortados de diferentes formas (perpendicular ao longo eixo, 45° a partir da largura, 45° a partir da espessura e corte arredondado) e unidos pelo sistema *slip* com o mesmo material de confecção. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de três pontos com velocidade 0,5 mm/min. Os resultados obtidos para os grupos controle foram: C1: 511 ± 59MPa; C2: 498 ± 125 MPa, C3 :530 ± 89 MPa; C4 :630 ± 55 MPa e C5 :624 ± 58 MPa. Os autores concluíram que apesar de ter havido uma redução nas propriedades de resistência flexural nos grupos que receberam a junção, estas ainda parecem ser indicadas para aplicação clínica em estruturas para próteses parciais fixas.

Cando (2001) descreveu as características de um novo material, seu procedimento de trabalho e o relato de um caso clínico. O autor considerou o VITA In-Ceram[®] Zircônia como uma alternativa viável para a confecção de próteses com estética e com grande confiabilidade em sua resistência, além de destacar sua grande biocompatibilidade com os tecidos bucais, qualidade de ajustes e suas

propriedades que permitem cimentá-lo com técnicas não adesivas. Concluiu avaliando a importância de análises periódicas (já que o sistema é relativamente novo) e contra-indicando o sistema para pacientes com sinais de bruxismo muito acentuados.

Rosa e Gressler (2001) descreveram um caso clínico em que o paciente apresentava ausências dentárias (compensadas por uma precária prótese removível) e severas alterações de oclusão. Após tratamento prévio com próteses provisórias, foi realizado o tratamento definitivo no arco superior com próteses fixas, livres de metal VITA In-Ceram[®] Zircônia, que, por suas características de ausência de margem metálica, biocompatibilidade e resistência mecânica, proporcionam um trabalho tanto esteticamente satisfatório quanto seguro do ponto de vista funcional. O VITA In-Ceram[®] Zircônia apresenta como vantagens a excelente estética e biocompatibilidade, ausência de margem metálica, alta fidelidade marginal, elevada resistência à flexão e ruptura (suportando alto estresse funcional devido às excelentes propriedades físicas) e baixa condutibilidade térmica. As experiências clínicas com VITA In-Ceram[®] Alumina já ultrapassam 12 anos, possibilitando muita segurança quanto à sua utilização. Os autores relataram que a reabilitação, em VITA In-Ceram[®] Alumina e VITA In-Ceram[®] Zircônia, proporciona excelente resultado estético, biocompatibilidade, alta fidelidade marginal e baixa condutibilidade térmica, bem como a resolução de problemas de resistência mecânica. Para os casos anteriores, em que se necessita de maior translucidez e em que não há estresse mastigatório, pode-se ainda fazer uso do VITA In-Ceram[®] Spinell. Concluíram que o sistema VITA In-Ceram[®], em virtude das melhorias de qualidade estética que pode oferecer e da resistência mecânica alcançada pelo acréscimo de zircônia, indicado para próteses fixas, pode fazer parte do nosso dia-a-dia com muita segurança. É

claro que, como todo material existente na Odontologia, deve ter suas indicações respeitadas.

Tinschert et al. (2001) determinaram, *in vitro*, a resistência à fratura de próteses parciais fixas produzidas com materiais cerâmicos. Utilizaram em sua pesquisa IPS Empress[®] (Ivoclar/Vivadent), IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent), VITA In-Ceram[®] Alumina, VITA In-Ceram[®] Zircônia e VITA DC[®] Zirkon. Um modelo que simulasse uma situação clínica, com ausência do primeiro molar superior, foi desenvolvido (preparos totais nos retentores). Próteses parciais fixas (PPF) foram produzidas com cerâmica de subestrutura e também cerâmica de subestrutura + revestimento. Todas as recomendações dos fabricantes foram seguidas. As PPF foram cimentadas e testadas até a fratura em uma máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5mm/min. Os melhores resultados foram obtidos com VITA DC[®] Zirkon (valores excederam 2.000N). Foram encontrados resultados estatisticamente significantes entre os grupos estudados. Os autores concluíram que com a utilização de revestimento cerâmico, os resultados de resistência à fratura foram melhorados e sugeriram estudos clínicos para avaliar a aplicabilidade dos sistemas totais cerâmicos.

Cattell et al. (2002) testaram e compararam resistência flexural biaxial e a confiabilidade da cerâmica IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) após tratamento térmico e a adição de material de revestimento. Quarenta corpos-de-prova na forma de discos com 2 X 14 mm e quarenta corpos-de-prova na forma de disco com 1 X 14 mm foram produzidos seguindo as orientações do fabricante. Para o Grupo 1 foram produzidos 20 corpos-de-prova com 2 X 14 mm através do sistema injetável, para o Grupo 2 os 20 corpos-de-prova (2 X 14mm) receberam o tratamento térmico recomendado para o revestimento, o Grupo 3 e 4 (1 X 14mm)

receberam revestimento com porcelana dentina Empress[®]. Os Grupos 1, 2 e 3 receberam polimento na superfície compressiva somente e o grupo 4 em ambas as faces. Os corpos-de-prova foram testados com velocidade de 1,5mm/min. As médias obtidas foram: Grupo 1- 265,5 ± 25,7MPa; Grupo 2- 251,3 ± 30,2 MPa; Grupo 3- 258,6 ± 21,4 MPa e Grupo 4- 308 ± 37,7MPa. Não houve diferenças estatísticas entre os grupos 1, 2 e 3 ($p > 0.05$). Os autores concluíram que o tratamento térmico e a adição de revestimento não afetaram a resistência flexural e a confiabilidade da cerâmica de subestrutura. No entanto, o tratamento da superfície submetida tração promoveu um aumento significativo na resistência flexural.

Chong et al. (2002) analisaram a resistência flexural do VITA In-Ceram[®] Alumina e VITA In-Ceram[®] Zircônia através de um estudo comparativo. Barras uniformes do material de subestrutura, assim como do material de estrutura com lâminas de porcelana foram submetidos ao teste de três pontos para análise da resistência flexural. Os dados obtidos foram analisados usando o método de Weibull. Os padrões de fratura de ambos os sistemas foram determinados, usando o microscópio eletrônico de varredura. O sistema VITA In-Ceram[®] Zircônia apresentou resistência significativamente maior, quando comparado com o sistema VITA In-Ceram[®] Alumina (com e sem lâminas de porcelana). Os autores concluíram, portanto, que o sistema VITA In-Ceram[®] Zircônia demonstrou maior resistência flexural que o VITA In-Ceram[®] Alumina.

Gomes (2002) descreveu que as cerâmicas, por apresentarem excelente estética, têm sofrido modificações estruturais com a finalidade de torná-las mais resistentes e possibilitar sua utilização como material restaurador, sem a necessidade de associação ao metal. O autor apresentou, suas limitações bem como as vantagens e desvantagens do uso da técnica adesiva indireta.

Guazzato et al. (2002) comparam as propriedades mecânicas do VITA In-Ceram[®] Zircônia (IZ) e do VITA In-Ceram[®] Alumina (IA). Noventa e quatro discos (16 mm diâmetro por 1,0 mm de espessura) e seis barras foram preparados de acordo com as orientações do fabricante. Vinte e quatro discos de cada material foram utilizados para testar a resistência flexural biaxial, 20 discos para testar a tenacidade à fratura, 3 discos para avaliar a resistência a indentação. As barras (30 mm x 12,5mm x 1 mm) foram utilizados para medir o módulo de elasticidade. Os resultados de resistência flexural biaxial foram IZ: 620 ± 61 MPa e IA: 600 ± 60 MPa. Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os materiais quando testados para resistência a indentação e tenacidade à fratura. Os autores concluíram que apesar dos resultados satisfatórios obtidos após a realização dos testes mecânicos, mais investigações são necessárias para a utilização clínica dos sistemas totais cerâmicos.

Nakamura et al. (2002) avaliaram a resistência mecânica do sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) e a resistência à fratura de próteses parciais fixas. Quatro tipos de materiais cerâmicos foram testados para avaliar a resistência flexural (teste de quatro pontos) e a resistência à tensão diametral sendo (n=10): IPS Empress[®] 2 Core, IPS Empress[®] Porcelain, IPS Empress[®] e Dicor[®] (Dentsply). Corpos-de-prova (com dimensões de 3,0mm x 4,0mm x 36,00 mm) foram produzidos seguindo as orientações dos fabricantes. Os testes foram realizados em uma máquina de ensaio Instron[®] com velocidade de 0,5 mm/min. Para o teste de tensão diametral foram produzidos 10 corpos de prova cilíndricos de cada material com dimensões de 5 mm de diâmetro e 4,0 mm de espessura. Para o teste de resistência à fratura, próteses parciais fixas foram produzidas com IPS Empress[®] 2 (n=5), IPS Empress[®] (n=5) e Dicor[®] (n=5). Retentores metálicos foram fabricados

para simular uma prótese fixa de três elementos que repusesse um incisivo central superior esquerdo. As próteses foram cimentadas nos retentores metálicos com cimento resinoso. Foram testados até a fratura com uma carga aplicada a 45° do longo eixo dental. Os resultados de resistência flexural foram: IPS Empress® 2: $329,2 \pm 42,6$ MPa, IPS Empress® Porcelain : $71,2 \pm 9,5$ MPa, IPS Empress® : $151,0 \pm 17,1$ e Dicor® : $171,0 \pm 28,0$ MPa. Para o teste de resistência a fratura os valores máximos obtidos foram IPS Empress® 2: 1.424 N, IPS Empress® :607 N e Dicor® : 490 N (com fratura na região do conector). Os autores concluíram que o IPS Empress® 2 apresentou boas qualidades mecânicas e que seria muito importante assegurar que as próteses parciais fixas apresentassem resistência suficiente nos conectores. Para isso, é necessário uma espessura mínima de 16 mm².

Nishioka; Carvalho e Almeida (2002) descreveram que a utilização de sistemas cerâmicos de elevada resistência flexural, recentemente desenvolvidos, tem-se mostrado como uma alternativa de excelente resultado estético para a resolução de ausências dentais na região anterior. No artigo, relataram um caso clínico em que foram planejadas duas próteses adesivas anteriores totalmente cerâmicas, empregando o sistema IPS Empress® 2, restabelecendo a função e estética de uma paciente com agenesia de ambos os incisivos laterais superiores. Consideraram o sistema Empress® 2 uma indicação assaz satisfatória para as situações em que as próteses fixas adesivas convencionais são indicadas e a estética é primordial. Concluíram que com base nas observações feitas no ato da instalação das próteses, parece lícito considerar que a translucidez do sistema é muito maior do que a das próteses metalocerâmicas, eliminando-se pontos de opacidade e de baixa refletividade, o que possibilitou atingir o padrão de estética exigido pela paciente, e que o sistema IPS Empress® 2 pode ser considerado uma

valiosa alternativa para próteses adesivas livres de metal, pois as propriedades mecânicas e ópticas alcançadas parecem atender às necessidades clínicas satisfatoriamente.

Oliveira et al. (2002) relataram que dentistas e técnicos estão constantemente à procura dos melhores resultados com restaurações em porcelana, quanto à estética, função e adaptação marginal. O sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) é um dos novos sistemas de cerâmica encontrados no mercado que podem ser usados para restaurações livres de metal. Apresentaram um caso clínico de restauração posterior com o IPS Empress[®] 2 e discutiram aspectos técnicos da preparação do dente e das características do material. O sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) baseia-se na técnica da cera perdida, em que padrões esculpidos em cera são incluídos em um revestimento refratário específico, colocados em forno, para que possa ser feita a prensagem da porcelana derretida. A caracterização da restauração pode ser realizada através de pintura superficial (maquiagem) ou através da estratificação de camadas (o *coping* é encerado, e as camadas posteriores são aplicadas de maneira convencional). Na técnica da estratificação, o material da estrutura (componente de maior resistência) consiste em cerâmica de vidro com cristais de dióxido de lítio e ortofosfato de lítio, o qual é recoberto pela cerâmica de vidro com cristais de fluorapatita. Na técnica da maquiagem, cerâmica de vidro reforçada com leucita é utilizada. Concluíram relatando que, para o melhor desempenho das restaurações na cavidade bucal, é importante que, no preparo cavitário, sejam respeitadas as recomendações de redução mínima de 1,5 a 2 mm e arredondamento dos ângulos internos.

Della-Bona; Mecholsky e Anusavice (2003) testaram a hipótese de que a tenacidade de fratura de cerâmicas à base de dióxido de lítio (IPS

Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent)-E2; Experimental (Ivoclar/Vivadent)-ES é maior do que a de cerâmicas à base de leucita ou vidro (IPS Empress[®] (Ivoclar/Vivadent)-E1; cobertura – GV). Vinte corpos-de-prova (20mm x 4mm x 1,2mm) foram fabricados seguindo a ISO 6872 e testados em uma máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5mm/min com carga de flexão em quatro pontos até a fratura. As superfícies fraturadas foram examinadas com microscópio eletrônico de varredura para determinar o tamanho do defeito crítico usando princípios fractográficos. Os valores médios de resistência flexural \pm desvio padrão são: E1: 85 ± 14 MPa; E2: 215 ± 40 MPa; ES: 239 ± 36 MPa; GV: $0,8 \pm 0,09$ MPa. A análise estatística revelou que as cerâmicas E2 e ES apresentam valores superiores de resistência flexural e tenacidade de fratura do que as cerâmicas à base de leucita e vidro. Concluíram relatando que os valores encontrados na pesquisa, são similares aos reportados na literatura, usando os métodos tradicionais de determinação para tenacidade de fratura.

Habekost et al. (2003) analisaram o efeito de diferentes tratamentos superficiais sobre dois tipos de cerâmicas odontológicas, feldspática (Colorlogic-Ceramco. Inc.) e reforçada por alumina (Vitadur Alpha- VITA), através de um ensaio de resistência flexural biaxial. Foram confeccionados 28 corpos-de-prova em forma de disco com 7mm de diâmetro e 1,54mm de espessura, separados em quatro grupos: GI-cerâmica glazeada (controle), GII-cerâmica abrasionada com lixas, GIII-cerâmica abrasionada com lixas e a seguir, polida mecanicamente com o sistema Sof-Lex-SL (3M/ESPE) e GIV-cerâmica glazeada com lixas e a seguir, polida mecanicamente com o sistema Sof-Lex-SL. Os corpos-de-prova receberam carga biaxial de 0,5mm/min até a fratura. Os resultados foram submetidos a análise de variância e ao teste de Tukey mostrando diferenças significantes entre os

tratamentos e as cerâmicas. Os autores concluíram que os corpos-de-prova que foram apenas glazeados apresentaram maiores valores de resistência flexural. Os demais tratamentos apresentaram os menores valores e não diferiram entre si. A cerâmica com reforço de alumina apresentou melhor desempenho que a feldspática.

Hilgert et al. (2003) avaliaram a resistência à flexão de dois sistemas cerâmicos e também realizaram análise morfológica destas estruturas com auxílio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para este estudo foram confeccionados 32 corpos-de prova em forma de barras de 25mm x 4mm x 3mm, sendo 18 em VITA In-Ceram[®] Zircônia e 18 em VITA In-Ceram[®] Alumina . Foi realizado o ensaio de flexão de três pontos em máquina de ensaios universal (EMIC) com velocidade de 0,5 mm/min, obtendo-se valores médios de resistência à flexão de $425,60 \pm 73,81$ MPa para a alumina e $469,11 \pm 66,62$ MPa para a zircônia. Concluíram relatando que os dados obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA), não sendo observado diferenças estatísticas entre os grupos. Foi realizada a análise morfológica dos sítios de fratura, através da MEV, sendo que, quando comparados os grupos, observam-se semelhanças entre as estruturas.

Mendes; Pegoraro e Bastos (2003) relataram que o apelo estético tem obrigado as indústrias de materiais odontológicos e os pesquisadores a buscar materiais que apresentem, além da estética, a resistência suficiente para resistir às forças mastigatórias. Avaliou a resistência à fratura por compressão axial de infra-estruturas de próteses fixas de três elementos (1º pré-molar a 1º molar) confeccionadas com VITA In-Ceram[®] Zircônia e IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent). Vinte pré-molares e 20 molares foram fixados em blocos de resina distantes 8,0mm entre eles, e receberam preparos tipo *inlays* com caixas ocluso-proximais. As caixas apresentavam 4,0 mm de altura por 4,0 mm de largura. Após a obtenção dos

modelos em gesso, as infra-estruturas foram confeccionadas em laboratórios credenciados e seguindo as orientações dos fabricantes dos materiais odontológicos. A cimentação foi realizada com Variolink[®] II e posteriormente foram submetidas à teste de carga por compressão pela ação de uma ponta de aço com 2,0 mm de diâmetro, em uma máquina de ensaio universal, numa velocidade de 0,5mm/min. Os resultados mostraram uma superioridade estatisticamente superior do IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) (86,68Kgf) em relação ao VITA In-Ceram[®] Zircônia (67,87 Kgf), não sendo encontrada correlação estatística entre as medidas das áreas de conexão com valores máximos de carga. Concluíram relatando que as infra-estruturas em IPS Empress[®] 2 apresentaram resistência à fratura superior as confeccionadas em VITA In-Ceram Zircônia[®], havendo diferenças estatisticamente significantes.

Miyashita et al. (2003a) compararam a resistência flexural de cerâmicas utilizadas como subestruturas e cerâmicas de revestimento. Produziram 4 grupos, com 8 amostras cada, sendo: Grupo 1: IPS Empress[®] 2 (E2C); Grupo 2: IPS Empress[®] 2 / Empress[®] cerâmica de revestimento (E2C/E2V); Grupo 3: VITA In Ceram[®] Alumina (ICA); Grupo 4: VITA In Ceram[®] Alumina / Vitadur Alpha (ICA/VA). Corpos-de-prova com as dimensões 25,0mm X 2,0mm X 1,5mm foram confeccionadas para os grupos 1 e 3, enquanto para os grupos 2 e 4 foi aplicado cerâmica com dimensões de 25,0mm X 2,0mm X 1,0mm. Os quatro grupos foram submetidos a um teste de quatro pontos em uma máquina Instron (modelo 4301) com velocidade de 0,5mm/min. Os resultados dos valores de resistência foram analisados pelo teste Kruskal-Wallis ($K_w=64,9$; $G_I=3$, $p=0,001$). As médias de resistência flexural obtidas foram: Grupo 1=192,9 ± 20,97 MPa; Grupo 2=55,4 ± 9,49 MPa; Grupo 3=312,54 ± 60,82 MPa e Grupo 4=128,18 ± 31,14 MPa. Concluíram que

a aplicação de cerâmicas de revestimento influenciam a resistência flexural de diferentes sistemas de cerâmicas.

Miyashita et al. (2003b) compararam os resultados de três ensaios de resistência à flexão, recomendados para avaliar o módulo de ruptura de materiais cerâmicos. Utilizaram na pesquisa o VITA In Ceram[®] Alumina indicado para a confecção de subestrutura para próteses parciais fixas totalmente cerâmicas. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova, de acordo com as orientações do fabricante, sendo: discos de 1,2mm de espessura com 15mm de diâmetro (ISO 6872) para o ensaio de flexão biaxial; barras com 25mm X 3,0mm X 4,0mm para o ensaio de três pontos e para o ensaio de quatro pontos foram produzidas barras com 1,5mm X 2,0mm X 25,0mm. Os corpos-de-prova foram testados em uma máquina de ensaio Universal Emic DL-2000, a uma velocidade de 0,5mm/min. Os valores para os ensaios: biaxial - $436,43 \pm 42,08$ MPa com mediana 422,73 MPa; três pontos $421,63 \pm 85,55$; $402,81$ MPa e quatro pontos- $356,04 \pm 40,75$; $357,86$ MPa foram submetidos a análise Kruskal-Wallis, $\alpha = 5\%$. Os valores dos testes: biaxial e de quatro pontos mostraram-se com diferenças estatisticamente significantes, enquanto que os valores do ensaio de três pontos não diferiram dos outros dois. Os autores concluíram que os valores de resistência à flexão podem ser influenciados pelo tipo de ensaio mecânico realizado.

Pagani; Miranda e Bottino (2003) descreveram que as cerâmicas possuem alta resistência à compressão, mas apresentam friabilidade devido à sua baixa resistência à tração e, desta forma, possuem menor capacidade de absorver impactos. Realizaram uma avaliação, *in vitro*, da tenacidade à fratura (que é uma medida da absorção de energia de materiais frágeis, a qual está relacionada ao nível de estresse (tensão) antes da fratura ocorrer) de diferentes sistemas

cerâmicos, que se refere à medida da habilidade de absorção da energia de deformação de um material frágil. Foram confeccionados 30 corpos-de-prova em forma de discos (5mm x 3mm), utilizando-se três diferentes materiais cerâmicos, os quais foram divididos em 3 grupos: G1-10 amostras confeccionadas com a cerâmica Vitadur Alpha[®] (VITA); G2-10 amostras confeccionadas com a cerâmica IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) e G3-10 amostras confeccionadas com a cerâmica In-Ceram[®] Alumina (VITA). Para a obtenção dos valores de tenacidade foi utilizada a técnica da indentação que se baseia na série de fissuras que se formam sob uma carga pesada. Foram realizadas 4 impressões por amostra, utilizando um microdurômetro (Digital Microhardness Tester[®] FM) com uma carga de 500 Kgf, durante 10 segundos. Testes ANOVA de Kruskal-Wallis e Dunn indicaram que a cerâmica In-Ceram[®] Alumina apresentou valor mediano, estatisticamente diferente do apresentado pela IPS Empress[®] 2, enquanto que a cerâmica Vitadur Alpha[®] apresentou valores intermediários, sem diferenças estatísticas dos outros dois materiais. Conclui-se que as cerâmicas apresentam diferentes desempenhos de tenacidade à fratura, sendo a VITA In-Ceram[®] capaz de absorver maior energia comparada a Vitadur Alpha[®] e ao IPS Empress[®] 2.

Wang et al. (2003) apresentaram uma revisão dos mais importantes testes laboratoriais utilizados para avaliar os produtos odontológicos lançados no mercado. Relataram que, embora as propriedades mecânicas não representem necessariamente performance clínica dos materiais, elas são utilizadas para guiar os efeitos de mudanças em suas composições ou no processamento de suas propriedades. Descreveram que, apesar de um grande número de estudos que avaliam os materiais dentários existirem na literatura, a comparação de resultados tornam-se dificultadas pela falta de padronização entre os experimentos. Os autores

apresentaram o guia principal de testes laboratoriais para os materiais odontológicos recomendados pela ISO. Concluíram que o conhecimento das propriedades mecânicas dos materiais pode ajudar o clínico, de alguma forma, na seleção correta dos materiais uma vez que o conhecimento dos ensaios mecânicos forneceria uma opinião crítica relacionada às propriedades dos materiais.

Albakry; Guazzato e Swain (2004) relataram que os procedimentos laboratoriais e /ou ajustes clínicos dos materiais injetáveis IPS Empress[®] e IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent) podem produzir defeitos e fendas microscópicas. Os autores investigaram o efeito destes procedimentos na resistência flexural desses materiais. Cento e quarenta discos com dimensões de 14mm X 1mm foram preparados e divididos em 7 grupos com 20 corpos-de-prova cada, sendo: Grupos sem tratamento superficial, Grupos polidos, Grupos polidos e glazeados, Grupos desgastados, Grupos desgastados e glazeados, Grupos jateados e Grupos jateados e glazeados. Os corpos-de-prova foram, então, submetidos ao teste biaxial de resistência flexural e a análise do MEV foi utilizado para descrever os tipos de falhas obtidas. Após análise estatística observaram que os grupos que não receberam tratamento superficial e os que receberam jateamento com óxido de alumínio mostraram maiores valores de rugosidade superficial e os grupos que foram polidos os menores (para cada material). Os grupos que receberam polimento apresentaram valores de resistência flexural significativamente maiores. Não foram encontradas diferenças estatísticas entre as médias de resistência nos grupos que não receberam tratamento superficial, jateados e desgastados. Os autores concluíram que a rugosidade superficial pode não ser o único fator que determina a resistência. Outros fatores como as porosidades, estresse microestrutural e defeitos de superfície podem ser também decisivos.

Buso et al. (2004) avaliaram a resistência flexural e analisaram morfológicamente a interface de fratura entre barras de cerâmicas seccionadas, unidas e fraturadas por testes mecânicos. 40 corpos-de-prova foram produzidos com as dimensões de 25mm X 4mm X 3mm sendo 20 em VITA In-Ceram[®] Alumina e 20 em VITA In-Ceram[®] Zircônia. 10 corpos-de-prova de cada receberam um corte de 45° na região central. As partes separadas foram então, unidas com a mesma cerâmica que foi produzida e sinterizada novamente. Todos os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de três pontos. Uma análise morfológica da região de fratura foi realizada através de MVE. As medias obtidas foram: Alumina (controle) /423,38 ± 81,11 MPa, Alumina (cortada) /319,69 ± 50,27 MPa, Zircônia (controle) /436,07 ± 54,81 MPa e Zircônia (cortada) /329,79 ± 7376 MPa. Os resultados mostraram superfícies de união com grande quantidade de fendas que reduziram significativamente a resistência do material. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os tipos de cerâmicas apenas entre os grupos controle e cortados. Os autores concluíram que o corte e posterior união da cerâmica diminui a resistência flexural do material pela possibilidade de incorporação de *gaps* como as observadas através de MEV.

Choi et al. (2004) investigaram a resistência flexural do IPS Empress[®]2 (Ivoclar/Vivadent) em corpos-de-prova com diferentes formas (hastes com 25 X 4,8mm, barras com 25mm X 4mm X 1,2mm e discos com 15 X 1,6mm) obtidos seguindo-se corretamente as instruções do fabricante. Os Grupos experimentais foram: Grupo A - hastes que receberam jateamento, Grupo B – hastes polidas, Grupo C – barras polidas e Grupo D – discos polidos. 20 corpos-de-prova de cada grupo foram testados com uma velocidade de 1mm/min. Os resultados foram analisados com Anova e teste Scheffe's. Os valores de resistência obtidos foram:

Grupo A – $288,5 \pm 33,3$ MPa, Grupo B – $309,7 \pm 33,4$ MPa, Grupo C - $341,4 \pm 47,3$ MPa e Grupo D – $334,2 \pm 27,6$ MPa. Não houve diferenças estatísticas significantes entre as médias de resistência flexural quando comparadas às várias formas dos corpos-de-prova. No entanto, quando analisado o tratamento superficial, os autores concluíram que a rugosidade superficial diminui a eficiência do dissilicato de lítio no teste de resistência flexural.

Guazatto et al. (2004a) compararam a resistência, tenacidade à fratura e microestrutura dos sistemas totais cerâmicos. Foram testados e comparados o sistema IPS Empress[®] (Ivoclar/Vivadent), IPS Empress[®] 2(Ivoclar/Vivadent), uma cerâmica experimental e o sistema VITA In-Ceram[®] Alumina *slip* e *dry-pressed*. A resistência flexural foi verificada através do teste de três pontos com 10 corpos de prova de cada grupo, nas dimensões de 20mm x 4mm x 1,2 mm – ISO 6872 e o teste de tenacidade à fratura foi realizado em corpos de prova com dimensões de 20mm x 4mm x 2mm. Os resultados obtidos e submetidos à análise estatística foram IPS Empress[®] 106 ± 17 MPa, IPS Empress[®] 2 - 306 ± 29 MPa, cerâmica experimental 303 ± 49 MPa, VITA In-Ceram[®] Alumina *dry-pressed* 440 ± 50 MPa e VITA In-Ceram[®] Alumina *slip* 594 ± 52 MPa. Análise microscópica revelou relação entre a matriz vítrea e a fase cristalina e suas características foram correlacionadas com o aumento da força e tenacidade dessas cerâmicas. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas e a microestrutura dos materiais testados são cruciais para a performance clínica das restaurações totais cerâmicas.

Guazzato et al. (2004b) também investigaram a resistência flexural, tenacidade à fratura e microestrutura de materiais cerâmicos a base de zircônia. Foram comparados: DC-Zukon (experimental), VITA In-Ceram[®] Zirconia *split* e VITA In-Ceram[®] Zircônia *dry-pressed*. A resistência flexural foi testada de acordo com a

ISO 6872 e os corpos-de-prova confeccionados seguindo as orientações dos fabricantes. Os resultados de resistência submetidos a análise estatística foram: DC-Zirkon (DCS Dental AG) 840 ± 140 MPa, VITA In-Ceram[®] Zircônia *dry-pressed* 476 ± 50 MPa e VITA In-Ceram[®] Zircônia *slip* 630 ± 58 MPa. A investigação por MEV e difração por raios-X revelaram a importância da transformação da fase tetragonal monocíclica e a relação entre a matriz vítrea e a fase cristalina no reforço dessas cerâmicas. Os autores concluíram que as cerâmicas a base de zircônia são mais resistentes que as cerâmicas convencionais.

Miyashita et al. (2004) estudaram a resistência flexural em barras de VITA In-Ceram[®] Alumina (ICA) e VITA In-Ceram[®] Zircônia (ICZ) cortadas e depois unidas e infiltradas por vidro. Duzentas barras com 25mm X 4mm X 3mm foram produzidas de acordo com as orientações do fabricante sendo, 100 do In-Ceram[®] Alumina e 100 In-Ceram[®] Zircônia. Os corpos-de-prova foram subdivididos em cinco grupos: a) controle (sem cortes); b)(CSC) corte central reto; c) (DCC)diagonal 45° na região central; d) (CCTC) corte central com recobrimento total; e)(DCS)diagonal 45° na região de suporte. As amostras separadas foram então unidas com o material de origem, sinterizadas e infiltradas com vidro para então, serem submetidas ao teste de três pontos em uma máquina de ensaio universal EMIC. As médias obtidas foram: ICA/controle ($425,60 \pm 73,81$ MPa); ICA/CSC ($171,45 \pm 46,18$ MPa); ICA/DCC ($303,80 \pm 64,47$ MPa); ICA/CCTC ($294,81 \pm 51,19$ MPa); ICA/DCS ($327,50 \pm 77,23$ MPa); ICZ/controle ($469,11 \pm 66,62$ MPa); ICZ/CSC ($249,17 \pm 68,38$ MPa); ICZ/DCC ($336,35 \pm 65,27$ MPa); ICZ/CCTC ($288,02 \pm 79,20$ MPa); ICZ/DCS ($416,39 \pm 54,64$ MPa). Após análise estatística não houve diferenças significantes entre ICA/controle e ICZ/controle. Os autores concluíram que o tipo e localização do corte prejudicam as propriedades mecânicas das cerâmicas.

Moura et al. (2004) avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência flexural do dissilicato de lítio através de um teste biaxial. 20 corpos-de-prova foram fabricados com as dimensões de 15mm X 1,2mm usando IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent), seguindo as orientações do fabricante e divididos em 2 grupos de acordo com o recebimento ou não de ciclagem mecânica sendo, GI - sem ciclagem e GII - com ciclagem (20000 ciclos, carga de 50N e temperatura de 37° C). Os corpos-de-prova foram testados em uma máquina de ensaio Instron. Obtiveram as seguintes médias: GI - 364,37 ± 32,79 MPa e GII – 311,33 ± 38,24 MPa. Os resultados foram analisados usando teste-t para amostras independentes e houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Os autores concluíram que embora o tratamento mecânico tenha causado um decréscimo na resistência flexural da cerâmica e tenha sido responsável por fendas microscópicas na superfície, ainda sim o material alcançou médias que justificam sua aplicação clínica.

Rizkalla e Jones (2004) avaliaram e compararam a resistência flexural, módulo de elasticidade e valores de dureza do VITA In-Ceram[®] Alumina material para subestrutura e VITA In-Ceram[®] matriz de vidro com Hi-Ceram[®] core(Vident), Vitadur[®] core(VITA), Vitadur[®] N (VITA), Dicor[®] (Dentsply) e IPS Empress[®] 2(Ivoclar/Vivadent). A resistência flexural foi avaliada usando-se o teste de três pontos com velocidade de 0,5mm/min. Foram produzidos 5 corpos-de-prova de cada material seguindo as orientações dos fabricantes. Os valores de resistência flexural para o IPS Empress[®] 2(Ivoclar/Vivadent) foram obtidos da literatura. Após análise estatística os autores verificaram que o VITA In-Ceram[®] Alumina e o IPS Empress[®] 2 apresentaram os maiores valores de resistência flexural. Os valores de módulo de elasticidade e dureza foram significativamente maiores para o VITA In-Ceram[®] Alumina. Concluíram que o sistema VITA In-Ceram[®] Alumina apresentou os

melhores resultados mecânicos quando comparado com outros sistemas cerâmicos encontrados no mercado.

Suárez et al. (2004) avaliaram a performance clínica do VITA In-Ceram® Zircônia em próteses parciais fixas no setor posterior após 3 anos de utilização. Dezoito próteses fixas posteriores foram fabricadas com o sistema VITA In-Ceram® Zircônia, em laboratório credenciado e cimentadas em 16 pacientes entre janeiro e abril de 1999. Foram avaliados: superfície, cor, anatomia, integridade marginal e sangramento gengival. Uma das 18 próteses foi perdida devido à fratura radicular após 28 meses. Todas as próteses remanescentes foram consideradas excelentes ou aceitáveis após o período de observação. Sangramento gengival foi registrado mais freqüentemente nos retentores com VITA In-Ceram® Zircônia do que nos dentes naturais. Com este estudo, os autores concluíram que, apesar dos resultados aceitáveis a curto prazo, análises clínicas a longo prazo, devem ser realizados para que o sistema possa ser recomendado como alternativa as próteses parciais fixas metalocerâmicas convencionais.

3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa pretende avaliar, através de testes de três pontos a resistência flexural de materiais utilizados como subestrutura de próteses parciais fixas, sendo:

1. Fibras de vidro:
 - Vectris Pontic[®]-Ivoclar/Vivadent.
 - Fibrex Medial[®]- Angelus Soluções Odontológicas
2. Cerâmicas odontológicas:
 - IPS Empress[®] 2- Ivoclar/Vivadent.
 - VITA In-Ceram[®] Zircônia

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Os testes foram realizados em 40 (quarenta) corpos-de-prova divididos em 4(quatro) grupos descritos a seguir.

1. Fibras de vidro:

- Grupo I → Vectris Pontic[®] (Ivoclar/Vivadent).
- Grupo II → Fibrex Medial[®] (Angelus).

2. Cerâmicas odontológicas:

- Grupo III → IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent).
- Grupo IV → VITA In-Ceram[®] Zircônia

Os corpos-de-prova foram confeccionados seguindo-se rigorosamente as orientações de cada fabricante.

4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

4.1.1 Fibras de Vidro

Confeccionaram-se dois grupos de tratamento, com 10 corpos-de-prova cada, de fibras de vidro unidirecionais. Utilizou-se, para tanto, uma matriz metálica bipartida com dimensões de 25 ± 2 mm X $2 \pm 0,1$ mm X $2 \pm 0,1$ mm, baseada na especificação 10477 da ISO (utilizada para realização de testes em polímeros indiretos) (Figura 1 e 2).



Figura 1 – Vista superior da Matriz Metálica para confecção dos corpos-de-prova.

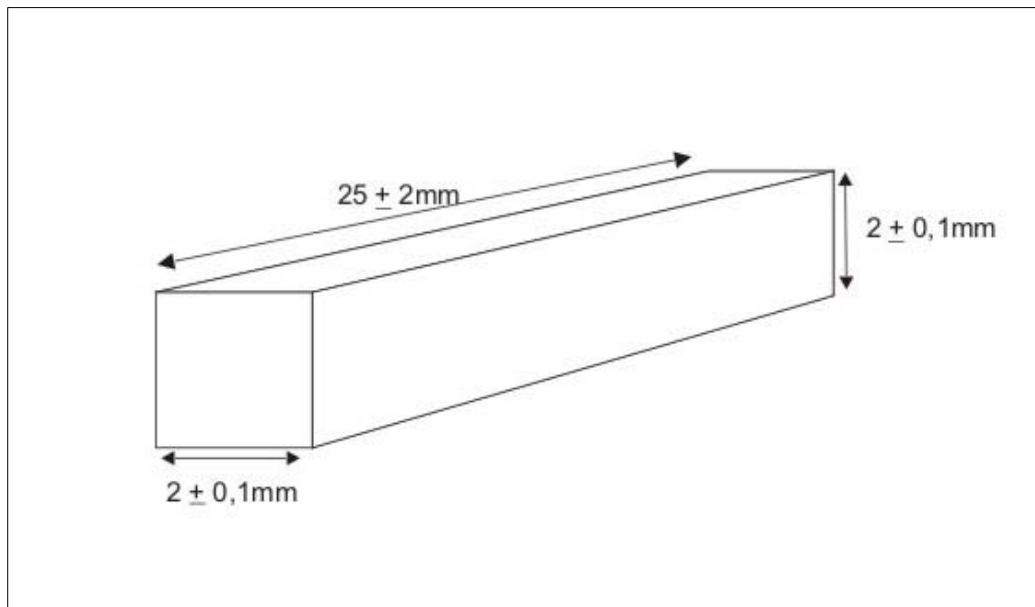


Figura 2 – Ilustração com as dimensões ideais dos corpos-de-prova em Fibra de Vidro.

Na Tabela 1 encontram-se descritos os materiais utilizados.

Tabela 1 – Grupos de Ensaio, Tipos de Fibras de Vidro, Materiais utilizados, Fabricantes e Lote.

GRUPO	MATERIAL	MARCA E FABRICANTE	LOTE
GRUPO I	Fibra de vidro Unidirecional	Vectris Pontic [®] -Ivoclar North América, Inc.	E94038
GRUPO II	Fibra de vidro Unidirecional	Fibrex Medial [®] - Angelus Soluções Odontológicas	1509

4.1.1.1 Grupo I

Para o Grupo I utilizou-se Vectris Pontic[®](Ivoclar/Vivadent) (Figura 3). Os corpos-de-prova foram confeccionados com fibras de vidro unidirecionais pré-impregnadas, seguindo a orientação do fabricante, no laboratório credenciado Romanini, Londrina-PR. Retirou-se o Vectris Pontic[®] da embalagem, cortando-o no comprimento adequado com o auxílio do alicate Vectris Cutting Pliers[®]. Levou-se o conjunto de fibras pré-impregnadas à matriz metálica, adaptado-as com leves excessos laterais. As propriedades físicas do Vectris permitem que, através da aplicação de vácuo, pressão e luz, possam ser obtidas estruturas com perfeito ajuste e sem tensões. Este processo é realizado no interior do aparelho Vectris VS1 (Figura 4), de modo automático e ordenado. A plataforma de trabalho do aparelho Vectris VS1 foi ajustada de modo que a matriz ficasse situada 1cm abaixo do nível superior do recipiente de adaptação, e nivelou-se o volume interno com pastilhas de plástico (material de preenchimento). Colocou-se um celofane (Vectris Foil) sobre a matriz e

o aparelho realizou a adaptação e endurecimento do Vectris Pontic durante 9 minutos (programa P1). É importante respeitar as instruções de uso do aparelho Vectris VS1. Retirou-se o corpo-de-prova da matriz metálica e levou-o para uma fotopolimerização complementar no aparelho Targis Power no ciclo P1 (23 minutos). Os excessos das margens foram removidos com brocas de carbeto de tungstênio e o acabamento realizado com pontas de borracha abrasivas (EVE). Com um paquímetro digital¹ aferiram-se as dimensões de todos os corpos-de-prova. Não foram utilizados na pesquisa corpos-de-prova defeituosos (falhas detectáveis a olho nu – porosidades e fraturas) ou que não respeitassem as dimensões ideais de 25 ± 2 mm X $2 \pm 0,1$ mm X $2 \pm 0,1$ mm. Posteriormente, armazenaram-se os corpos-de-prova em recipientes plásticos individuais identificados, secos, sem interferência de luz e a temperatura ambiente por uma semana. (HIRATA, 2002, NAKAMURA et al., 2003).



Figura 3 – Vectris Pontic® - Ivoclar/Vivadent.

¹ Paquímetro digital Starrett® 727-2001



Figura 4 – Aparelho Vectris VS1[®] para aplicação de Vácuo, Pressão e Luz.

4.1.1.2 Grupo II

Para o Grupo II utilizou-se Fibrex[®]- Angelus Soluções Odontológicas que são fibras de vidro unidirecionais (Figura 5). Os corpos-de-prova foram confeccionados com fibras de vidro unidirecionais pré-impregnadas, seguindo a orientação do fabricante, no laboratório credenciado Artes Dentárias Bergamini, Rolândia-PR. Retirou-se o Fibrex Medial[®]- Angelus da embalagem, cortando-o no comprimento adequado com uma tesoura Mundial[®] Serra Sharp bem afiada. Levou-se o conjunto de fibras pré-impregnadas à matriz metálica, adaptado-as com leves excessos laterais. A matriz foi levada ao equipamento Powerlux[®] EDG (Figura 6) e posicionada centralmente. Utilizou-se o equipamento para prensagem e fotopolimerização a vácuo da estrutura em um processo de tempo de 9 minutos.

Retirou-se o corpo-de-prova da matriz metálica e levou-o para uma fotopolimerização complementar no aparelho Powerlux[®] EDG (9 minutos). Os excessos das margens foram removidos com discos de carborundum e o acabamento realizado com pontas de borracha abrasivas. Com um paquímetro digital¹ aferiram-se as dimensões de todos os corpos-de-prova. Não foram utilizados na pesquisa corpos-de-prova defeituosos ou que não respeitassem as dimensões ideais. Armazenaram-se os corpos-de-prova em recipientes plásticos individuais identificados, secos, sem interferência de luz e a temperatura ambiente durante uma semana (HIRATA, 2002; NAKAMURA et al., 2003).



Figura 5 – Fibrex Medial[®] - Angelus.

¹ Paquímetro digital Starrett[®] 727-2001



Figura 6 – Aparelho Powerlux® EDG para aplicação de vácuo, pressão e luz.

4.1.2 Cerâmicas Odontológicas

Confeccionaram-se dois grupos de tratamento, com 10 corpos-de-prova cada, com duas cerâmicas utilizadas para subestrutura de prótese fixa.

- Grupo III → IPS Empress® 2 (Ivoclar/Vivadent).
- Grupo IV → VITA In-Ceram® Zircônia.

Corpos-de-prova com as dimensões de 25 ± 5 mm X $4 \pm 0,25$ mm X $1,2 \pm 0,2$ mm, baseados na especificação 6872 da ISO (Figura 7), foram obtidos seguindo as orientações dos fabricantes.

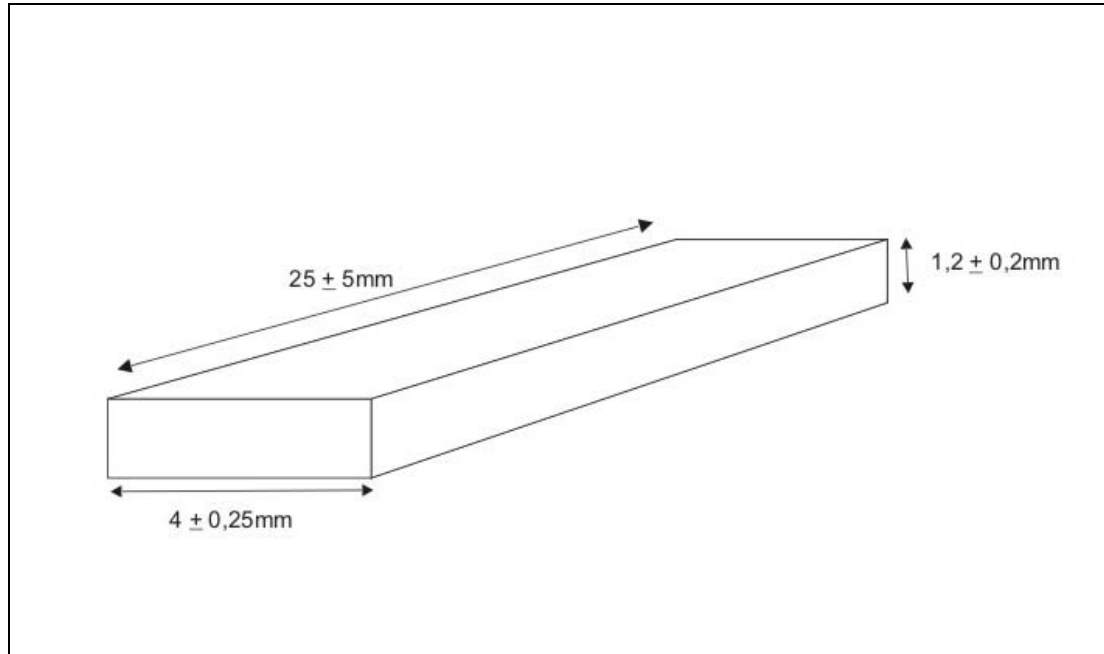


Figura 7 – Ilustração com as dimensões ideais dos corpos-de-prova em Cerâmicas.

Na Tabela 2 encontram-se descritos os materiais utilizados.

Tabela 2 – Grupos de Ensaio em Cerâmicas, Materiais utilizados, Fabricantes e Lote.

GRUPO	MATERIAL	MARCA E FABRICANTE	LOTE
GRUPO III	Porcelana de vidro ceramizado injetável – Dissilicato de Lítio	IPS Empress [®] 2- Ivoclar/Vivadent.	F50133
GRUPO IV	Porcelana aluminizada – Óxido de Zircônio	VITA In-Ceram [®] Zircônia	5336

4.1.2.1 Grupo III

Para o Grupo III utilizou-se IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent). Trata-se de uma estrutura de Dissilicato de Lítio aplicada por injeção. Os corpos-de-prova foram confeccionados seguindo a orientação do fabricante, no laboratório credenciado Romanini, Londrina-PR. Para a confecção dos corpos-de-prova houve a necessidade de se produzir um padrão em cera com as dimensões corretas e a ele adaptar os *sprues* que são necessários para indicar o correto fluxo do material cerâmico. Esse conjunto foi pesado em uma balança para avaliar o exato peso do lingote de cerâmica (pastilhas de cerâmica –*Ingots* -200/IPS Empress[®] 2) necessário para uma adequada fundição. Para a confecção de cada um dos 10 corpos-de-prova, foram realizados os seguintes procedimentos: Inicialmente confeccionou-se um padrão em resina acrílica GC Pater[®](Major) com as dimensões de 25mm X 5 mm X 2 mm, baseados na especificação 6872 da ISO. O padrão em resina GC Pater[®](Major) recebeu então, a adaptação dos *sprues* que direcionam o fluxo da cerâmica injetada. A seguir, este conjunto foi adaptado em anel de Empress e recebeu, o revestimento IPS Empress[®] 2 *Special Investment*[®] manipulado a vácuo. Após a presa do revestimento, o anel estabilizador e o papel do cadinho foram removidos. Levou-se, então, o cilindro obtido a um forno EDGCON-3P (EDG[®] Equipamentos) pré-aquecido a 360°C para que o padrão em acrílico fosse totalmente eliminado. Após a completa eliminação do padrão, o cilindro foi aquecido à temperatura de 850°C. As pastilhas de cerâmica (figura 8) necessárias para a adequada fundição foram posicionadas no cilindro. Um lingote de cerâmica (êmbolo em zircônio) aquecido também à temperatura de 850°C foi, então, adaptado ao cilindro e o conjunto levado a um forno a vácuo (EP 500) IPS Empress[®] – Ivoclar

(FIGURA 9) para que fosse efetuado o procedimento de aplicação da cerâmica sob pressão. Após se completar programa P11, removeu-se o conjunto do forno e aguardou-se o resfriamento. Eliminou-se, então, o revestimento cuidadosamente com discos de separação e jatos de polimento médios (óxido de alumínio ou esferas de vidro) de 4 bar de pressão. Subseqüentemente o objeto obtido foi adequadamente limpo com *Invex Liquid/IPS Empress[®]2* em ultra-som por 10 minutos. Os condutos de alimentação foram removidos com discos diamantados flexíveis dupla face 22 mm (KG/ Sorensen), seguido de pedra montada G22¹ e obtiveram-se os corpos-de-prova com a dimensão de 25 ± 5 mm X $4 \pm 0,25$ mm X $1,2 \pm 0,2$ mm, conforme especificação 6872 da ISO. Todos os corpos-de-prova tiveram suas dimensões conferidas com um paquímetro digital². Não foram utilizados na pesquisa corpos-de-prova com defeitos de produção (porosidades e trincas visíveis a olho nu) e que não apresentassem as dimensões corretas. Posteriormente, armazenaram-se os corpos-de-prova em recipientes plásticos individuais identificados, secos, sem interferência de luz e a temperatura ambiente até a realização do experimento (uma semana).



Figura 8 – Pastilhas de Cerâmica IPS Empress[®] 2- Ivoclar/Vivadent.

¹ Pedra montada G22-Pró-doctor Indústria e comércio de Importação e Exportação de Produtos Odontológicos.

² Paquímetro digital Starrett[®] 727-2001



Figura 9 – Forno Ep500/IPS Empress[®] - Ivoclar/Vivadent.

4.1.2.2 Grupo IV

Para o Grupo IV utilizou-se o VITA In-Ceram[®] Zircônia (Figura 10) Trata-se de uma cerâmica de infiltração à base de óxido de zircônia. Os corpos-de-prova foram confeccionados seguindo a orientação do fabricante, no laboratório credenciado Atelier Dental Paula Cassiano, Londrina-PR. Os corpos-de-prova foram obtidos através da sinterização do óxido de zircônia e infiltração do vidro. Produziu-se inicialmente um padrão em resina acrílica GC Pater[®] (Major) com a dimensão de 25mm X 5 mm X 2 mm, conforme especificação 6872 da ISO. Este padrão de acrílico foi, então, moldado com silicone Expresss[®] (3M) e recebeu vazamento com

gesso especial para VITA In-Ceram[®] (que é um revestimento refratário próprio da VITA). Após a presa do revestimento (2 horas), houve a aplicação do Agente para selar e uma espera de 30 minutos. O modelo recebeu, então, a aplicação do óxido de zircônia com a técnica convencional de aplicação da cerâmica. O pó de zircônia/alumina (VITA In-Ceram[®] ZIRCÔNIA POWER) foi misturado com mixing liquid e zircônia aditivo e aplicado no modelo com pincéis. Após a correta aplicação desta barbotina, aplicou-se uma fina camada de estabilizador VITA In-Ceram[®] e aguardaram-se 30 minutos. A estrutura foi pré-sinterizada em um forno especial (Inceramat II / VITA, Bad Sackingen, Germany) por 15 min a 160° C para permitir a remoção do gesso especial (feito delicadamente com uma serra para troquel). A seguir, realizou-se a primeira sinterização sobre manta acrílica no forno Inceramat II-VITA (Figura 11) por 10 horas à temperatura de 120° C a 1120° C. Deixou-se esfriar em forno à temperatura de 500° C para depois abrir. A segunda sinterização foi realizada no forno Inceramat II-VITA por 3 horas à temperatura de 120° C a 1180° C. A estrutura esfriou em forno à temperatura de 500° C para depois abrir. Com a estrutura sinterizada finalizada realizou-se um ajuste grosseiro com disco sinterizado e brocas diamantadas KG Sorensen[®] e um ajuste fino com discos de lixas. Através da utilização de um líquido de controle VITA In-Ceram[®], tornou-se possível avaliar a presença de microfraturas na estrutura. Peças defeituosas foram descartadas. Para a infiltração do vidro misturou-se o VITA In-Ceram[®] ZIRCONIA GLASS POWDER (Z24) com água destilada até obter-se um líquido fluido possível de ser aplicado com um pincel em uma espessura de 1-2mm. O conjunto então foi posicionado sobre uma lâmina de platina e levado ao Inceramat II por 4 horas à temperatura de 200°C a 1140°C. Após a infiltração do vidro realizou-se a remoção de sobras de vidro com pedra Mizzi e o jateamento com óxido de alumínio com pressão máxima de 3,0 bar.

Em seguida, colocou-se no forno de cerâmica para controle de vidro a 1000°C por 5 min e realizou-se o jateamento novamente. Os corpos-de-prova tiveram suas dimensões conferidas com paquímetro digital¹. Foram descartados os corpos-de-prova imperfeitos (porosidades e trincas visíveis a olho nu) ou que não apresentassem as dimensões ideais. Armazenaram-se os corpos-de-prova em recipientes plásticos individuais identificados, secos, sem interferência de luz e a temperatura ambiente por uma semana, até a realização do experimento.



Figura 10 - Kit do sistema VITA In-Ceram® Zircônia.

¹ Paquímetro digital Starrett® 727-2001



Figura 11 - Forno Inceramat II / VITA, Bad Sackingen, Germany

4.2 TRATAMENTO EXPERIMENTAL

Conforme especificação da ISO 10477 e ISO 6872 para a realização do teste de três pontos, necessita-se de um equipamento com velocidade constante de $1 \pm 0,3$ mm/min ou 50 ± 16 N/min.

Utilizou-se, nesta pesquisa, uma máquina de Ensaio Universal Instron® Corp. Modelo 4444 (Figura 12), pertencente à Universidade Federal de Santa Catarina, SC, com carga de 2 KN. Levaram-se os corpos-de-prova à máquina de ensaio e posicionou-os sobre um aparato para a aplicação de carga que consiste em dois suportes paralelos, com 2 mm de diâmetro, com distância entre os centros de $20 \pm 0,1$ mm, e um terceiro ponto com 2 mm de diâmetro, localizado entre os dois suportes e adaptado à parte superior da máquina de ensaio, para que a força fosse aplicada centralmente até o ponto de deformação permanente ou fratura completa

do corpo-de-prova. (Figura 13 e 14). A velocidade de carregamento aplicada foi de 0,75 mm/min.



Figura 12 – Máquina de Ensaio Universal Instron® Corp. Modelo 4444.

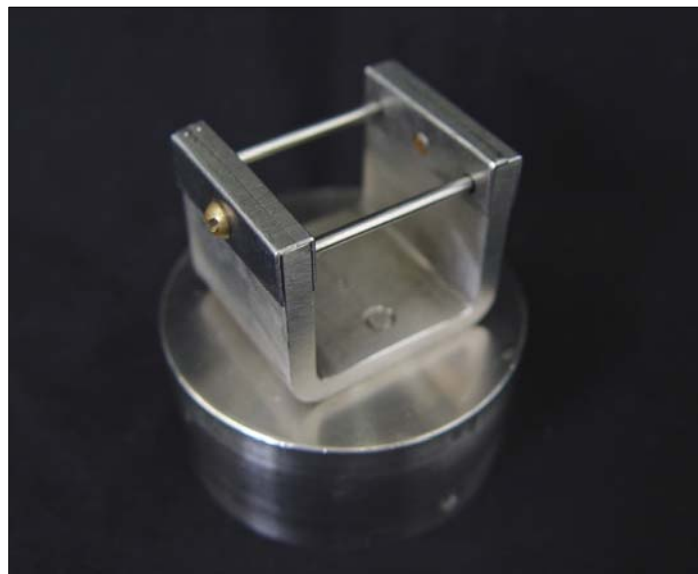


Figura 13 – Suporte metálico com cilindros de 2mm paralelos e distantes 20mm dos centros.

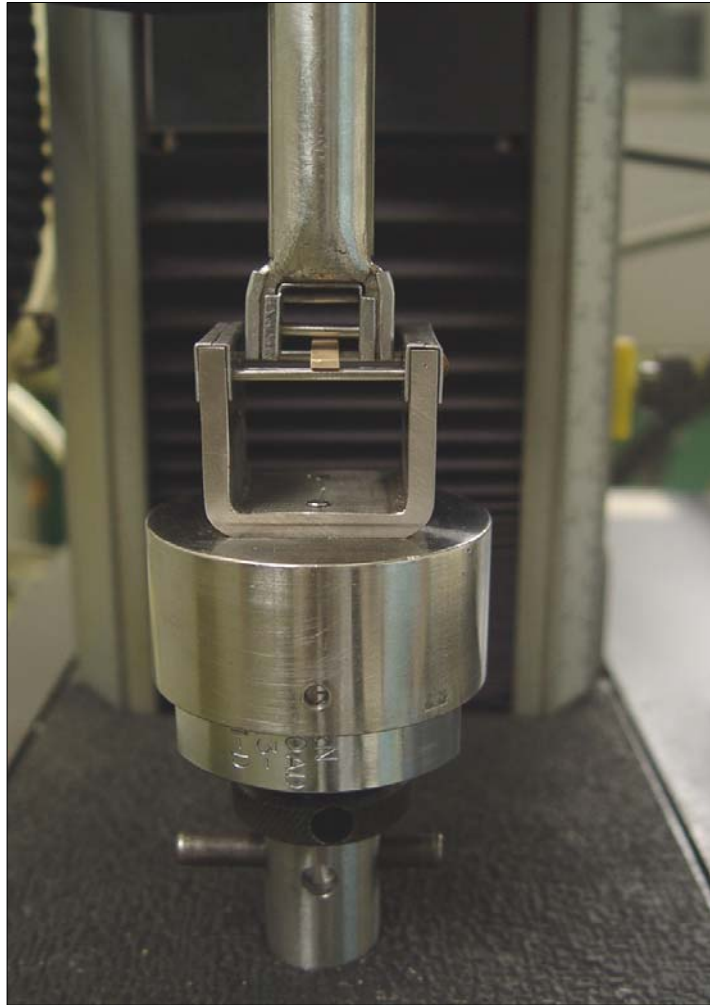


Figura 14 – Amostra posicionada para a realização do Teste de Três Pontos.

4.3 MEDIÇÃO

A força exercida foi registrada em KN, transformada em N (de acordo com o Sistema Internacional de Medidas: 1KN = 1000N) e a resistência flexural avaliada e transformada em MPa seguindo a fórmula:

$$\sigma = \frac{3 FL}{2 bh^2}$$

Onde:

σ - é a resistência a flexão em MPa;

F - é a carga máxima no ponto de fratura em N;

L - é a distância entre os suportes em mm;

b - é a largura do corpo de prova em mm;

h - é a profundidade ou espessura do corpo-de-prova em mm

Exemplos:

A. Calculo da resistência flexural do corpo-de-prova(R3) Vectris Pontic®(Ivoclar/Vivadent) com dimensões de: 25,28mm x 2,03mm x 1,99mm

Onde:

σ - é a resistência a flexão em MPa;

F - 156,2N é a carga máxima no ponto de deformação permanente;

L -20mm é a distância entre os suportes;

b - 2,03mm é a largura do corpo de prova;

h - 1,99mm é a espessura do corpo-de-prova.

$$\sigma = \frac{3 FL}{2 bh^2}$$

$$\sigma = \frac{3 \times 156,2 \times 20}{2 \times 2,03 \times 1,99^2} = 582,11 \text{MPa}$$

B. Calculo da resistência flexural do corpo-de-prova(R3) VITA In-Ceram[®] Zircônia com dimensões de: 25,61mm x 4,02mm x 1,31mm

Onde:

σ - é a resistência a flexão em MPa;

F - 126,7N é a carga máxima no ponto de fratura;

L - 20mm é a distância entre os suportes;

b - 4,02mm é a largura do corpo de prova;

h - 1,31mm é a espessura do corpo-de-prova.

$$\sigma = \frac{3 FL}{2 bh^2}$$

$$\sigma = \frac{3 \times 126,7 \times 20}{2 \times 4,02 \times 1,31^2} = 550,87 \text{MPa}$$

5 RESULTADOS E ESTATÍSTICA

5.1 FIBRAS DE VIDRO

Com base nos ensaios mecânicos realizados, o padrão de falha, observado em 100% dos corpos-de-prova analisados, foi de fratura incompleta (Figuras 15 e 16).



Figura 15 - Fratura incompleta observada na Fibra de Vidro Unidirecional Vectris Pontic[®] (Ivoclar/Vivadent).



Figura 16 - Fratura incompleta observada na Fibra de Vidro Unidirecional Fibrex Medial[®] (Angelus).

Os valores de resistência flexural (MPa), para os grupos de fibras de vidro, encontram-se descritos nos Quadros 1 e 2.

Corpo-de-prova	Dimensão(mm)	Força máxima aplicada (N)	Resistência Flexural (MPa)
R1	25,38x 1,95x 2,08	127,3	451.95
R2	25,28x 2,00x 2,08	150,5	521.96
R3	25,28x 2,03x 1,99	156,2	582.11
R4	25,19x 1,98x 2,05	142,6	515.42
R5	25,20x 2,10x 1,99	153,1	550.06
R6	25,26x 2,10x 1,97	122,9	449.63
R7	25,34x 2,07x 1,98	161,3	597.10
R8	25,35x 1,90x 2,03	136,0	523.08
R9	25,30x 2,09x 1,99	150,7	548,00
R10	25,31x 1,95x 2,07	117,2	421.07

Quadro 1 – Corpos-de-prova: Repetições, Dimensões, Força Máxima aplicada e Resistência Flexural no Grupo I - Vectris Pontic[®]-Ivoclar/Vivadent.

Corpo-de-prova	Dimensão(mm)	Força máxima aplicada (N)	Resistência Flexural (MPa)
R1	25,85x 2,10x 2,10	185,1	600.32
R2	25,37x 2,10x 2,10	177,5	575.68
R3	24,80x 1,90x 2,10	142,9	510.36
R4	24,07x 1,90x 2,10	125,4	447.86
R5	24,16x 1,93x 2,10	120,8	426.35
R6	25,18x 1,98x 2,10	149,3	511.89
R7	24,98x 2,09x 2,10	131,3	428.15
R8	24,14x 1,93x 2,09	110,7	393.02
R9	24,01x 2,04x 2,08	147,3	499.32
R10	24,28x 2,10x 2,07	197,8	659.33

Quadro 2 – Corpos-de-prova: Repetições, Dimensões, Força Máxima aplicada e Resistência Flexural no Grupo II – Fibrex Medial[®]- Angelus.

Tabela 3 – Comparação dos valores médios de Resistência Flexural, número de corpos-de-prova e Desvio Padrão nos grupos de Fibras de Vidro.

GRUPOS	Nº	Média (MPa) de Resistência Flexural	Desvio Padrão
GI (Vectris Pontic®-Ivoclar/Vivadent)	10	516,038	58,440
GII (FibrexMedial®- Angelus)	10	505,228	85,572

Os valores obtidos, e apresentados na tabela 3 e gráfico 1, foram submetidos à análise estatística¹, teste Anova. O nível de significância adotado foi menor que 5% ($p < 0,05$).

Após a execução do teste para comparação de médias constatou-se, pela análise do respectivo p -value ($p = 0,74$), em relação às fibras de vidro odontológicas, a inexistência de diferença estatística entre os grupos analisados.

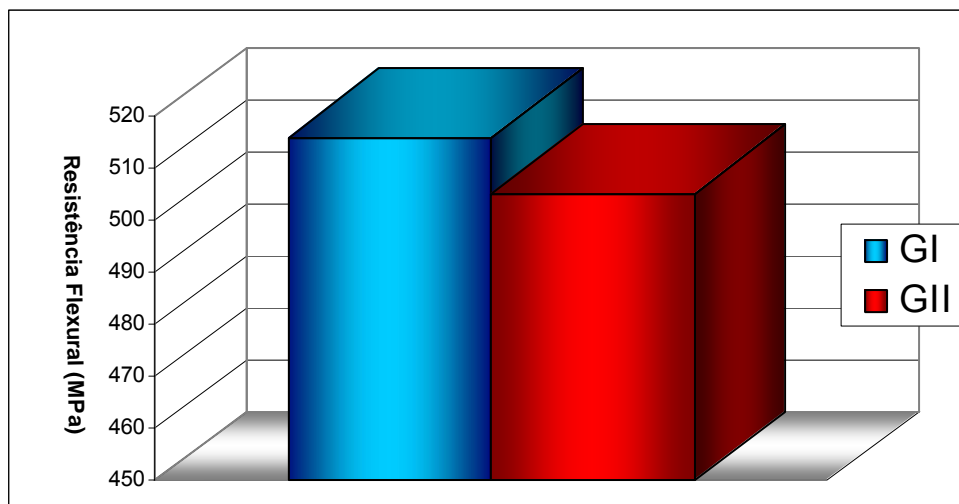


Gráfico 1 – Resistência Flexural nos Grupos de Fibras de Vidro.

¹ Programa BioEstat 2.0 / Sociedade Civil Mamirauá / CNPq

5.2 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Com base nos ensaios mecânicos realizados, o padrão de falha, observado em 100% dos corpos-de-prova analisados, foi de fratura completa (figuras 17 e 18).



Figura 17 – Fratura completa observada na Cerâmica IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent).



Figura 18 – Fratura completa observada na Cerâmica VITA In-Ceram[®] Zircônia.

Os valores de resistência flexural (MPa) para os grupos de cerâmicas estão apresentados nos Quadros 3 e 4.

Corpo-de-prova	Dimensão (mm)	Força aplicada (N)	Resistência Flexural (MPa)
R1	25,99x 4,25x 1,40	69,1	248,85
R2	26,04x 4,25x 1,40	70,5	253,90
R3	26,00x 3,99x 1,34	49,5	206,68
R4	25,75x 3,85x 1,33	34,7	152,75
R5	25,81x 3,91x 1,35	45,8	193,52
R6	25,71x 3,92x 1,31	42,9	190,66
R7	25,42x 3,98x 1,34	38,5	161,54
R8	25,85x 3,92x 1,30	44,4	201,06
R9	25,65x 4,06x 1,31	23,7	101,57
R10	25,71x 3,86x 1,40	29,4	116,82

Quadro 3 – Corpos-de-prova: Repetições, Dimensões, Força aplicada e Resistência Flexural no Grupo III - IPS Empress® 2 (Ivoclar/Vivadent).

Corpo-de-prova	Dimensão (mm)	Força aplicada (N)	Resistência Flexural (MPa)
R1	25,06x 4,18x 1,38	122,9	463,77
R2	25,68x 4,08x 1,28	128,4	579,25
R3	25,61x 4,02x 1,31	126,7	550,87
R4	25,49x 4,13x 1,30	111,6	478,29
R5	25,17x 4,17x 1,28	89,0	398,51
R6	25,42x 4,01x 1,33	110,9	468,59
R7	25,49x 4,04x 1,29	106,4	476,42
R8	25,06x 4,05x 1,27	97,6	450,46
R9	25,64x 4,12x 1,37	74,5	288,39
R10	25,33x 4,06x 1,33	64,6	269,17

Quadro 4 – Corpos-de-prova: Repetições, Dimensões, Força aplicada e Resistência Flexural no Grupo IV - VITA In-Ceram® Zircônia.

Tabela 4 – Comparação dos Valores Médios de Resistência Flexural, Número de corpos-de-prova e Desvio Padrão nos Grupos de Cerâmicas.

GRUPOS	Nº	Média (MPa) de Resistência Flexural	Desvio Padrão
GIII (IPS Empress 2 [®] - Ivoclar/Vivadent)	10	182,73	50,337
GIV (In-Ceram Zircônia [®] -VITA)	10	442,37	99,889

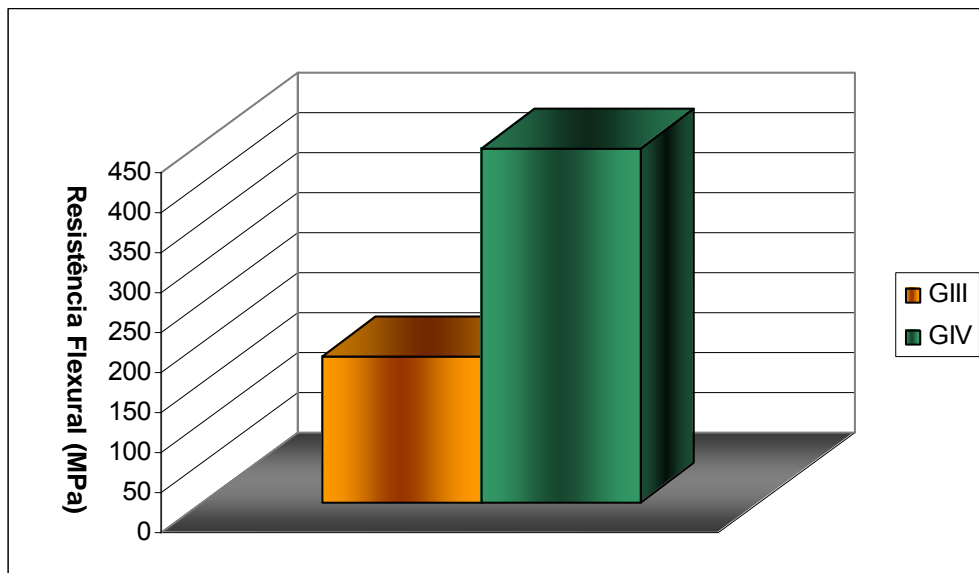


Gráfico 2 – Resistência Flexural nos Grupos de Cerâmicas.

Os valores obtidos, e apresentados na tabela 4 e gráfico 2, foram submetidos à análise estatística¹. O nível de significância adotado foi menor que 5% ($p < 0,05$). Após a execução da análise de variância (ANOVA) e considerando o teste de Bonferroni, para contraste de médias, verificou-se a existência de diferenças estatísticas significantes entre os grupos analisados. O Grupo IV apresentou maior valor médio de resistência flexural.

¹ Programa BioEstat 2.0 / Sociedade Civil Mamirauá / CNPq.

6 DISCUSSÃO

6.1 CONCEITOS

Para a recuperação estética e funcional de um elemento dental perdido, a confecção de uma prótese fixa de três elementos é o tratamento mais comumente utilizado. As próteses fixas são usualmente confeccionadas com uma estrutura metálica fundida sobre a qual é aplicada a cerâmica ou resina; sendo que esta estrutura deve fornecer resistência à fratura e rigidez suficientes para não resultar em deformações permanentes. (ANUSAVICE, 1998a; FREILICH et al., 2000; HIRATA, 2002; LACY, 2000).

Um fator importante no desenho de uma prótese dental é a resistência, ou seja, a propriedade mecânica que assegura que a prótese sirva às funções para as quais foi desenhada, de maneira adequada e segura, por um tempo razoável. Uma análise do potencial de falha de uma prótese dental, sob forças aplicadas (cargas mastigatórias) ou com distribuições de tensões, deve ser relacionada com as propriedades mecânicas do material protético, pois são respostas mensuradas, elásticas ou plásticas. (ANUSAVICE, 1998a).

Devido à sua característica dinâmica, as verdadeiras tensões, durante a mastigação, são difíceis de se mensurar (ANUSAVICE, 1998a). A ação mastigatória recebe interferência das forças representadas pelos músculos da mastigação e dos dentes e, portanto, deve-se considerar: a intensidade das forças que os músculos devem desenvolver para projetar os dentes inferiores contra os superiores; a intensidade das forças que os dentes podem aceitar em oposição sem que, contudo, se lesem ou deteriorem os tecidos de sustentação; e a intensidade da força que requer cada tipo de alimento para ser fragmentado. Logo, a ação

mastigatória não depende somente da forma dos dentes, mas também da força que este recebe através do trabalho da musculatura mastigadora. Quanto mais próximo se encontra o dente do local de aplicação das forças que levam os dentes inferiores contra os superiores, maior será potência. De acordo com isso, a pressão que se exerce na zona dos molares é máxima e decresce gradualmente em direção aos incisivos.

Os músculos mastigadores podem exercer uma pressão de 90 a 136 kgf, mas conceitua-se como excepcional quando sobre qualquer dente se produza uma força que exceda 45 kgf. (FIGUN; GARINO, 1989). Inúmeros estudos têm sido realizados para se determinar a força de mastigação. Forças normais, geradas durante a mastigação e a deglutição, são de 40% da força oclusal máxima. As forças, geradas pela oclusão forçada máxima na posição de intercuspidação, são descritas na faixa de 244N (50 lb) a 1.250N (280 lb) com limite superior de 4.339N (975 lb) (McNEILL, 2000). Gibbs (1986) determinou a força mastigatória de 20 a 127 kgf para indivíduos normais podendo ser 6 vezes maior em indivíduos com parafunções. O limite dessa intensidade não reside nas possibilidades musculares, mas, na capacidade do dente e do periodonto para suportar forças musculares superiores sem se alterarem. (FIGUN; GARINO, 1989). As cargas mastigatórias variam entre os indivíduos, em função do sexo, dos padrões facial e muscular, e, numa mesma pessoa, depende da idade, do estado emocional e do tipo de alimento a ser mastigado. (FANTINI, 2002).

Para análise da probabilidade de sobrevivência de um material odontológico, considerar-se-á nesta pesquisa, o valor médio de 500N como carga mastigatória normal aplicada no setor posterior, em concordância com Rosentritt; Behr e Handel (2003). Os resultados de resistência flexural obtidos com os grupos

de fibras de vidro ($516,04 \pm 58,44$ MPa para GI, $505,23 \pm 85,57$ MPa para GII) sugerem, de acordo com a análise de probabilidade de sobrevivência, a possibilidade de utilização das fibras de vidro como alternativa às ligas metálicas em situações clínicas bem indicadas de próteses parciais fixas. Os valores médios obtidos com o GIV ($442,37 \pm 99,889$ MPa) sugerem de acordo com a probabilidade de sobrevivência a necessidade da adição de revestimento cerâmico adequado para melhorar os resultados de resistência à fratura (TINSCHERT et al., 2001). O GIII apresentou resultados que contra-indicam sua utilização na região posterior ($182,73 \pm 50,33$ MPa) (GARBER et al., 2000; MITO; SORENSEM, 1999).

Infelizmente, as magnitudes das forças mastigatórias não são conhecidas em nenhum paciente, para que o dentista possa prever as tensões que irão ser induzidas nos materiais restauradores. Entretanto, 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. A profissão odontológica também está ciente de que o melhor teste de um material restaurador é o teste do tempo.(ANUSAVICE, 1998a; BEHR; ROSENTRITT; HANDEL, 2003; GUAZZATO et al., 2002).

Para que possa ser introduzido no mercado, um material odontológico deve ser avaliado à medida que cumpra os requisitos mínimos identificados na especificação e no padrão dos materiais dentários, tais como aqueles desenvolvidos pela American Dental Association (ADA) e pela Internacional Organization for Standardization (ISO). Se um novo material cumprir esses requisitos, os dentistas poderão confiar de modo razoável que este irá comportar-se de modo satisfatório clinicamente, se utilizado da maneira adequada. (BEHR; ROSENTRITT; HANDEL, 2003). Por esta razão, optou-se nesta pesquisa pela

realização dos experimentos em concordância com os padrões da ISO para polímeros e cerâmicas odontológicas.

Devido ao fato das propriedades físicas, descritas em testes *in vitro*, serem obtidas através da utilização de tamanhos e formas muito distintos daqueles das restaurações dentais, poder-se-ia questionar como os materiais dentários podem ser selecionados pelo dentista com base nessas propriedades. Anusavice (1989a) explica que os engenheiros aplicam um critério similar para a seleção de materiais a serem utilizados para a construção de uma ponte, e têm uma vantagem sobre os dentistas nesse aspecto, pois sabem de antemão a tensão “média” máxima que as estruturas irão suportar antes que a fratura ocorra. Mais ainda, estes esperados valores de tensão estimados, são multiplicados por um “fator de segurança” para assegurar que a estrutura irá suportar uma certa quantidade de tensões. Entretanto, os valores de resistência relatados para os materiais dentários representam as tensões médias, abaixo das quais 50% dos corpos-de-prova fraturaram e acima dos quais 50% destes sobreviveram aos testes. Como este é um índice de falhas inaceitável na odontologia restauradora, o alcance da variação dos valores mensurados deve ser conhecido. Sob um ponto de vista ultraconservador, os valores mais baixos de resistência devem ser utilizados para se comparar os materiais dentários e, também para se desenhar uma prótese para resistir à fratura num alto nível de confiança. (ANUSAVICE, 1998a).

O aumento na procura por restaurações estéticas tem estimulado a utilização de cerâmicas e fibras de vidro em substituição às ligas metálicas, em áreas que estão sujeitas à grande estresse mastigatório. Novos sistemas *metal-free* têm sido introduzidos no mercado como materiais alternativos, sendo, porém, técnicas e materiais relativamente recentes. (ARMSTRONG; KIMBALL, 1999;

BARTSCH, 2000; GOMES; GOMES, 2002; GOMES et al., 2002; LACY, 2000). A realização de testes em laboratório visa transpor resultados, prevendo situações encontradas em clínica, oferecendo maior previsibilidade aos materiais restauradores. (GUAZZATO et al., 2002; WANG et al., 2003).

Nesta pesquisa optou-se pela utilização do teste de flexão de três pontos, que se mostra como o padrão mais comum para a distribuição de *stress* em próteses fixas, sendo clinicamente mais relevante. (ANUSAVICE, 1998a; FELIPPE et al., 2001; WANG et al, 2003). Testes de resistência flexural de quatro pontos e de resistência biaxial são também sugeridos na literatura. As diferenças fundamentais entre estes testes são a localização e distribuição da tensão sobre a barra, ou disco. (MIYASHITA et al., 2003b).

6.2 FIBRAS DE VIDRO

As fibras de vidro são utilizadas por vários segmentos industriais (como as indústrias aeroespacial, automobilística e náutica). (FELIPPE et al., 2001; FIBREX-LAB, [2003]; FREILICH, 2000). Suas propriedades físicas, como a baixa condutividade térmica e elétrica, além de sua alta resistência, chamaram a atenção da área odontológica, que percebeu neste material uma alternativa estética para a substituição de estruturas metálicas. (FIBREX-LAB, [2003]). O propósito básico do uso de fibras na Odontologia é reforçar um grande volume ou uma grande extensão de resina (composta ou acrílica), resina laboratorial ou qualquer outro material, com características de aplicação semelhantes aos das resinas. (BARTSCH, 2000; FELIPPE et al., 2001).

Os primeiros estudos visando o desenvolvimento de fibras de reforço para uso odontológico datam de 35 anos atrás. Entre 1960 e 1970 foram feitas investigações visando à criação de fibras de vidro e de carbono para reforçar próteses totais confeccionadas com resinas acrílicas. Em 1980, surgiram as primeiras pesquisas visando o desenvolvimento de fibras de reforço para emprego em próteses sobre implantes, próteses parciais fixas, contenção ortodôntica e *splintagens* periodontais. (FREILICH, 2000).

O uso dessas fibras, entretanto, sempre foi marcado por um grande número de fracassos clínicos, muitos deles, atribuídos a erros de manipulação ou desenvolvimento inadequado da técnica. Essas fibras tinham como principal inconveniente a não incorporação da matriz resinosa, resultando num enfraquecimento das suas propriedades mecânicas. No final da década de 80, os pesquisadores chegaram à conclusão de que era extremamente importante a efetiva união e impregnação das fibras pela resina. Com este objetivo passou-se a recomendar a aplicação de uma resina de baixa viscosidade sobre as fibras, antes de usá-las. Processo usado até hoje, no caso de algumas fibras, como por exemplo, a Connect[®](Kerr) e a Ribbond[®](Ribbond). (FREILICH, 2000).

Bottino; Quintas e Bondioli (2000) relataram que as adições de fibras entrelaçadas aumentaram consideravelmente a resistência à flexão por três pontos. Entretanto, a análise da região fraturada por MEV, demonstrou que não ocorreu reação química entre a resina composta e a fibra. Resultados semelhantes foram obtidos por Bae et al. (2001).

Uma alternativa considerada bem mais satisfatória, uma vez que diminuía substancialmente o índice de fracassos por falhas na manipulação, foi o emprego de fibras pré-impregnadas com a resina, ainda durante o processo de

fabricação. Esta técnica de pré-impregnação é altamente complexa e exige um rigoroso controle de qualidade, uma vez que pode influenciar marcadamente as dimensões finais da fibra. (FREILICH, 2000). Os parâmetros de controle incluem, entre outros, a viscosidade da resina usada, a velocidade do processo de impregnação e a tensão exercida sobre as fibras. Após a criação do processo de fabricação de fibras de vidro pré-impregnadas, novos horizontes se abriram para o uso desses compostos. Estudos feitos por dezenas de pesquisadores em todo o mundo concluíram que essas fibras, assim reforçadas, possuem largo potencial para emprego como estruturas de reforço em coroas e pontes de até três elementos, em substituição às ligas metálicas. (CHONG; CHAI, 2003, FREILICH, 2000). Esta é a situação das fibras de marcas comerciais Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent), Fibrekor[®] (Jeneric/Pentron) e Fibrex-Lab[®](Angelus). O mesmo, entretanto, não se pode dizer das fibras à base de polietileno ou mesmo das fibras de vidro impregnadas manualmente, cujas indicações de uso se restringem a trabalhos temporários, reparos, contenções ortodônticas e *splintagens*. (FELIPPE et al., 2001; FREILICH, 2000).

Esses compósitos reforçados com fibras (*Fiber-Reinforced Composites* ou FRC) possuem, no mínimo, dois componentes distintos. O componente de reforço garante resistência e dureza, enquanto a matriz circundante o suporta e permite que o mesmo seja trabalhado. Na odontologia, matrizes poliméricas ou resinosas são rotineiramente reforçadas com fibras de vidro, polietileno ou carbono. (FELIPPE et al., 2001; FREILICH, 2000). Essas fibras podem estar dispostas em diferentes configurações. As chamadas fibras unidirecionais (longas, contínuas e paralelas), são as mais comuns, seguidas das trançadas e das reticuladas. (FELIPPE et al., 2001; FREILICH, 2000, VECTRIS, 1998).

Comparadas com os materiais restauradores dentais tradicionais, as propriedades mecânicas das fibras de reforço são complexas. Assim, enquanto as ligas metálicas, por exemplo, são uniformes, homogêneas e isotrópicas, ou seja, mantêm inalteradas as suas propriedades independentemente da direção em que são testadas, o mesmo não acontece com as fibras. Suas propriedades mecânicas dependem do sentido de aplicação das forças sobre as mesmas, bem como da direção assumida pelas fibras, assim, por exemplo, para as fibras unidirecionais, dispostas de formas paralelas, contínuas e em uma única direção, a capacidade de suportar forças é muito maior quando essas forças são longitudinais e não transversais, perpendiculares à direção das mesmas. (FELIPPE et al., 2001; FREILICH, 2000).

Em razão disso, recomenda-se um reforço extra na região de pântico, com as fibras sendo dispostas perpendicularmente àquelas que unem um retentor ao outro. A compreensão das propriedades mecânicas das fibras reforçadas com vidro é de fundamental importância quando da confecção de uma coroa ou ponte fixa sem suporte metálico. (FELIPPE et al., 2001; FREILICH, 2000).

As duas propriedades mecânicas mais importantes, relacionadas com as fibras de reforço, são a resistência e a dureza ou rigidez do material, também conhecida como módulo de elasticidade. (FELIPPE et al., 2001).

No caso específico das fibras de reforço à base de vidro, um alto módulo de elasticidade é necessário, uma vez que elas irão suportar materiais de revestimento estéticos, frágeis e quebradiços, como as resinas compostas enriquecidas com filamentos cerâmicos (resinas laboratoriais de 2ª Geração). Esta situação é parecida com as de estruturas metálicas que suportam as porcelanas,

nas próteses metalocerâmicas. (ARMSTRONG; KIMBALL, 1999; FREILICH, 2000; KREJCI, et al., 1999).

Em uma fibra unidirecional considerada de boa qualidade, como o Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent), o módulo de elasticidade é proporcional ao volume de fibras dispostas longitudinalmente e está na dependência das propriedades individuais da fibra e da matriz de resina que a envolve. Como as propriedades de resistência e dureza das fibras são muito maiores que as da matriz resinosa, quanto maior o volume de fibras, maior será a sua capacidade de resistir às forças que incidirão sobre a prótese. (FREILICH, 2000).

O sistema Vectris Pontic[®] (Ivoclar/Vivadent) incorpora 65 % de fibras de vidro (KREJCI et al., 1999), enquanto o sistema Fibrex Medial[®] (Angelus) incorpora 45% de fibras de vidro à matriz. (FIBREX-LAB, [2003]).

Diversas formulações de fibras de reforço à base de compósitos têm sido introduzidas no mercado nos últimos anos. As suas propriedades e características precisam ser cuidadosamente examinadas em função do seu uso clínico, antes de optar por uma delas. Entre as propriedades mecânicas, os principais fatores a serem analisados são, conforme já ressaltamos, o módulo de elasticidade e a resistência à flexão. Dos produtos disponíveis até o presente momento, as fibras de reforço que possuem o maior módulo de elasticidade e resistência à flexão são: Fibrekor[®] (Jeneric/ Pentron) e Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent). (ALANDER et al., 2004; BAE et al., 2001; BEHR et al., 2000; FREILICH, 2000; HIRATA, 2002; MOURA JR., 2002). Nesta pesquisa visou-se analisar também, o sistema Fibrex -Lab[®] (Angelus) produzido em Londrina-PR (fabricação nacional).

O sistema Vectris Pontic[®] (Ivoclar/Vivadent) é um material reforçado por camadas de fibras de vidro para a confecção de estruturas de coroas e pontes,

sem metal, translúcido e estético. O material é aglutinado com o mesmo tipo de matriz (à base de BisGMA) de monômero Targis[®] (Ivoclar/Vivadent) que assegura forte união e atua no sentido de distribuição homogênea das cargas mastigatórias. As propriedades físicas permitem que, através da aplicação de vácuo, pressão e luz possam ser obtidas estruturas com perfeito ajuste e sem tensões. (VECTRIS, 1998).

O sistema Fibrex-Lab[®] (Angelus) é composto por fibras de vidro unidirecionais ou multidirecionais e resina à base de Bis-GMA, dimetacrilato de uretano, cerâmica de vidro de bário, dióxido de silício altamente disperso, catalisadores e pigmentos. No sistema existe também o adesivo-C e o adesivo-F, a base de resina Bis-GMA, dimetacrilato de uretano, dióxido de silício altamente disperso e um agente de união que consiste numa solução de silano sem álcool. As fibras são impregnadas em uma matriz polimérica e não polimerizada na proporção de 9:1 em peso. (FIBREX-LAB, [2003]).

Os fatores que afetam a resistência do compósito reforçado por fibra são: orientação das fibras, quantidade de fibras, impregnação da fibra com a matriz resinosa, adesão da fibra à matriz, propriedades da fibra e as propriedades da matriz. (BEHR et al., 2000; FELIPPE et al., 2001; FREILICH, 2000).

A pré-impregnação existente nos sistemas de fibra de vidro utilizadas na pesquisa, e sua manipulação feita em aparelhos a vácuo, também pareceram ter influência sobre os resultados de resistência flexural. Fibras de vidro unidirecionais pré-impregnadas como as utilizadas nesta pesquisa oferecem maior facilidade de manipulação e permitem a inserção de alta densidade de fibras, o que com o uso de fibras de polietileno se torna mais difícil por uma questão meramente técnica, concordando com Behr et al. (2000), que concluíram que o processo de fabricação de vácuo/pressão (Fibrex-LAB[®](Angelus) e Vectris[®](Ivoclar/Vivadent))

resultou em aumento significativo no conteúdo das fibras, mas, não necessariamente levou a um aumento da resistência flexural.

Fibras pré-impregnadas que são utilizadas em laboratório, como as utilizadas em nossa pesquisa, apresentaram também a vantagem de obtenção de um pré-molhamento (VALLITU, 1999), que assegura uma melhor qualidade desta impregnação de adesivos em contato com a fibra.

Para testes de flexão com fibras de vidro, corpos-de-prova com dimensões de 25mm X 2mm X 2mm, são considerados como padrão, baseados nas especificações 4049 e 10477 da ISO. (BAE et al., 2001; FREILICH, 2000; HIRATA, 2002). Apesar de clinicamente serem sugeridas áreas maiores de conexão do pântico e pilares, um teste padronizado pode, também, transferir resultados comparativos como os objetivados em nossa pesquisa. Outros exemplos de dimensões utilizadas nas pesquisas obtidas como referências foram: 4mm x 4mm x 20mm (MOURA JR. et al., 2002), 2mm x 4mm x 25mm (BEHR et al., 2000), 2mm x 8mm x 22mm (CHONG; CHAI, 2003). Também estão descritos na literatura testes de resistência à flexão com corpos-de-prova simulando próteses parciais fixas de três elementos, com preparos parciais e totais, e cimentados em dentes humanos extraídos. (ROSENTRITT; BEHR; HANDEL, 2003; SONG et al., 2003; TINSCHERT et al., 2001).

Os testes de resistência flexural foram realizados sem imersão em água, uma vez que resultados apontados em pesquisas de comparação de resistência flexural em armazenagem em água mostraram efeitos deletérios em todos os corpos-de-prova (LASSILA; NOHRSTRÖM; VALLITU, 2002; BEHR et al., 2000; NAKAMURA et al., 2003), apesar de não coincidir com a opinião de Xu (2000) que constatou que a resistência não foi afetada pela armazenagem e

envelhecimento por 100 dias.

Sendo este estudo conduzido com intenção de comparação de sistemas, a imersão em água não induziria à diferenças entre os grupos comparados uma vez que, se armazenados em água todos os grupos teriam seus valores diminuídos.(HIRATA, 2002).

Avaliações clínicas realizadas a curto prazo demonstram resultados promissores. (TARGIS/VECTRIS, 1998). Behr; Rosentritt e Handel (2003) relataram que as pesquisas iniciais *in vitro* com os compósitos reforçados com fibras demonstraram resultados promissores. Após simulações de estresse, resistência à fratura e adaptação marginal de próteses unitárias ou parciais adesivas, os resultados encontrados na literatura mostram-se melhores do que para coroas totais cerâmicas. No entanto, um estudo clínico realizado durante 4 anos com o sistema Targis/ Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent) mostrou sinais excessivos de desgaste, fratura no revestimento e descolorações o que limitaria a sua indicação para restaurações permanentes. (BEHR; ROSENTRITT; HANDEL, 2003).

Uma fibra unidirecional típica pré-impregnada, que incorpora aproximadamente 45% de fibras de vidro, pode apresentar resistência flexural de 600 a 1000 MPa. (FREILICH, 2000). Esses valores são cerca de dez vezes maiores que aqueles apresentados pelas resinas laboratoriais. Nesta pesquisa, valores médios de $516,04 \pm 58,44$ MPa foram obtidos com Vectris Pontic[®] (Ivoclar/Vivadent) e $505,23 \pm 85,57$ MPa com Fibrex Medial[®] (Angelus). Hirata, 2002 obteve valores médios de $421,26 \pm 33,53$ MPa com Vectris Pontic[®] (Ivoclar/Vivadent) e $384,20 \pm 92,20$ MPa com Fibrex Medial[®] (Angelus). Nakamura et al. (2003) obtiveram 634 ± 27 MPa como valor médio de resistência a flexão por três pontos com o sistema Vectris[®] (Ivoclar/Vivadent). O fabricante do sistema Fibrex-lab[®] apresenta resultados

de resistência flexural de 612MPa (seguindo a ISO 10477). Considerando 500N (força mastigatória normal) como valor de probabilidade de sobrevivência, 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.

Alander et al. (2004), no entanto, descreveram que as falhas causadas pelas forças externas podem ocorrer pela quebra da fibra, da matriz polimérica e de sua interface. As quebras e fraturas internas nos corpos-de-prova podem ser avaliadas pela emissão de sinais acústicos dos materiais. Foi relatado que os valores de resistência flexural reportados na literatura, informam apenas a força final aplicada e esses resultados podem ser questionados. Com a pesquisa, os autores examinaram através de sinais acústicos, os valores iniciais e finais relacionados às deformações dos compósitos reforçados por fibras. Os autores concluíram com o estudo, que os valores de emissão acústica iniciam com níveis de stress 19-32% mais baixos que os registrados na força final de fratura e normalmente reportados na literatura.

Nas últimas décadas, apesar da grande melhoria nas versões de resinas compostas, a contração de polimerização, a resistência à tração e a força coesiva do material ainda não atingiram o nível desejado e parecem ser uma grande limitação no desenvolvimento do material, uma vez que, nos últimos anos, essas propriedades não foram significativamente melhoradas. Como resultado, existe uma grande limitação de uso em estruturas extensas como pontes e pânticos. (FELIPPE et al., 2001; MANDIKOS et al., 2001).

6.3 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Os sistemas totalmente cerâmicos também são promissores, e cada sistema disponível apresenta vantagens e desvantagens, sejam em relação à translucidez, opacidade, resistência durante a função mastigatória ou necessidade de equipamento especial de laboratório. (ANUSAVICE, 1998b; GARBER et al., 2000; GOMES, 2002). A utilização de sistemas cerâmicos de elevada resistência flexural, recentemente desenvolvidos, tem se mostrado como uma alternativa de excelente resultado estético para a resolução de ausências dentais. Buscando atender aos padrões estéticos, cada vez mais requintados, as porcelanas odontológicas vêm sofrendo algumas modificações estruturais nos últimos anos, com o objetivo de elevar o padrão de resistência flexural, para que possam ser utilizados sem a necessidade de uma subestrutura metálica. (GARBER et al., 2000; GOMES, 2002; MITO; SORENSEM, 1999; MENDES; PEGORARO; BASTOS, 2003; WIRZ; JÄGER, 1999).

Uma das evoluções apresentadas recentemente foi o sistema IPS Empress[®] 2 (Ivoclar/Vivadent), que é basicamente uma porcelana vítrea de dissilicato de lítio com teor cristalino superior a 60% em volume e que apresenta resistência flexural de aproximadamente 350MPa (valores superiores aos de cerâmicas à base de leucita). (DELLA-BONA; MECHOLSKY; ANUSAVICE, 2003; HÖLAND, 1998; IPS EMPRESS[®]2, 1998; MITO; SORENSEM, 1999; SCHWEIGER et al., 1999). Trata-se de uma cerâmica vítrea pré-ceramizada em forma de cilindro que é aquecida e injetada sob pressão e alta temperatura em um molde. (ANUSAVICE, 1998b; HÖLAND, 1998; HÖLAND et al., 2000; IPS EMPRESS[®] 2, 1998; MITO; SORENSEN, 1999; SCHWEIGER et al., 1999). O processo de injeção

do material demora mais de 45 minutos sob alta temperatura para produzir a subestrutura cerâmica. (HÖLAND et al., 2000; IPS EMPRESS[®]2, 1998). Esta forma de coroa pode ser tanto caracterizada por pigmentos e *glazeada* ou construída utilizando-se uma técnica convencional de incrementos de camadas de porcelana. (HÖLAND, 1998; HÖLAND et al., 2000; OLIVEIRA et al., 2002; SCHWEIGER et al., 1999). A justeza de adaptação encontrada deve-se à metodologia de fabricação. Apesar de ser utilizada a técnica da cera perdida, o forno empregado, Ivoclar EP500, é especial e, além disso, a cerâmica é injetada sob pressão, o que elimina a contração de fundição e aumenta a resistência da porcelana, distribuindo de forma homogênea os cristais na matriz vítrea. (ANUSAVICE, 1998b; HÖLAND et al., 2000; IPS EMPRESS[®]2, 1998). Essa porcelana apresenta melhor translucidez, brilho e dispersão de luz, quando comparada às porcelanas feldspáticas (HÖLAND, 1998; OLIVEIRA et al., 2002; SCHWEIGER et al., 1999).

Atribui-se o resultado estético bastante harmonioso à cerâmica de recobrimento utilizada, que é um material à base de cristais de fluorapatita. A translucidez do sistema é muito maior do que a das próteses metalocerâmicas, eliminando-se pontos de opacidade e de baixa refletividade. (HÖLAND, 1998; NISHIOKA; CARVALHO; ALMEIDA, 2002; OLIVEIRA et al., 2002; WIRZ; JÄGER, 1999). Além disso, esse sistema é biocompatível e possui capacidade abrasiva compatível com as dos dentes naturais. (SORENSEN, 1999). Considera-se este sistema uma ótima solução para próteses anteriores e posteriores de três elementos até pré-molar com preparos periféricos totais nos retentores (GARBER et al., 2000; MITO; SORENSEN, 1999). Fradeani e Barducci (2000), no entanto, extrapolaram as indicações do fabricante sugerindo e confeccionando uma prótese parcial fixa experimental de três elementos com preparos parciais.

O sistema In-Ceram[®] começou a ser produzido pela VITA Zahnfabrik em escala comercial a partir de 1989. Esse sistema é composto pelo In-Ceram[®] Alumina, In-Ceram[®] Spinell e In-Ceram[®] Zircônia. (HÜLS, 1995).

O In-Ceram[®] Alumina apresenta uma melhora considerável nas propriedades mecânicas com relação às cerâmicas odontológicas convencionais, alcançando uma resistência flexural de aproximadamente 500 MPa, que é também mais alta do que a das cerâmicas injetadas. (HÜLS, 1995). Sua estrutura básica é composta de 80% de óxido de alumínio (Al_2O_3) e 20% de vidro. O núcleo de alumina ligeiramente sinterizado é infiltrado com vidro para eliminar porosidades e reforçar o núcleo. (ANUSAVICE, 1998b). O processo de sinterização inicial para o núcleo de alumina produz uma mínima diminuição de volume, visto que a temperatura e o tempo são suficientes apenas para unir as partículas em pequenas áreas. Portanto, a adaptação marginal desse material para subestrutura deve ser excelente uma vez que ocorre pouca contração. (HÜLS, 1995). Apesar de sua alta resistência, falhas ainda podem ocorrer em coroas unitárias, bem como nas próteses parciais fixas. Embora sua indicação primária seja para coroas anteriores e posteriores, as recomendações do fabricante incluem seu uso para pontes anteriores de três elementos. (ANUSAVICE, 1998b; HÜLS, 1995).

Uma cerâmica mais translúcida chamada In-Ceram[®] Spinell foi introduzida como uma alternativa à In-Ceram[®] Alumina. Esta cerâmica possui uma resistência à flexão mais baixa, porém sua maior translucidez fornece uma melhor estética nas situações clínicas onde dentes adjacentes ou restaurações são bem translúcidos. (HÜLS, 1995). O núcleo da In-Ceram[®] Spinell é composto de óxido de alumínio (Al_2O_3) e magnésio e infiltrado com vidro sendo confeccionado similarmente à In-Ceram[®] Alumina. É indicada para inlay, onlay, facetas e coroas unitárias

anteriores, nos casos de maior necessidade de transmissão de luz, permitindo que a cor do dente irradie-se pela coroa. (HÜLS, 1995).

No sistema In-Ceram[®] Zircônia houve acréscimo de 20% de moléculas de zircônia (Z_O₂) (HÜLS, 1995). Com esse acréscimo, o In-Ceram[®] ganhou ainda mais resistência, atingindo uma resistência flexural em torno de 700MPa, o que permitiu seu emprego em coroas unitárias anteriores e posteriores, próteses fixas anteriores e posteriores, e próteses fixas sobre implantes. (CANDO, 2001; CHONG et al., 2002; GARBER et al., 2000; McLAREN; WHITE, 2000). O material é contra-indicado, porém, para dentes que apresentam espaço interoclusal insuficiente, preparo dentário inadequado e, principalmente, para pacientes portadores de parafunção. (CANDO, 2001; HÜLS, 1995; McLAREN; WHITE, 2000). O In-Ceram[®] Zircônia apresenta como vantagens a biocompatibilidade, ausência de margem metálica, alta fidelidade marginal, elevada resistência à flexão e ruptura (suportando alto estresse funcional devido às excelentes propriedades físicas), e baixa condutibilidade térmica. (CANDO, 2001; McLAREN; WHITE, 2000; ROSA; GRESSLER, 2001).

As vantagens das estruturas infiltradas por vidro são sua alta resistência à flexão e sua excelente adaptação. As desvantagens incluem a opacidade do núcleo, não permitirem condicionamento ácido pela técnica convencional, e a necessidade de equipamento especial. (ANUSAVICE, 1998b; GARBER et al., 2000; McLAREN; WHITE, 2000).

As experiências clínicas com VITA In-Ceram[®] já ultrapassam 12 anos, possibilitando muita segurança quanto à sua utilização. (RIZKALLA; JONES, 2004). É claro que, como todo material existente na Odontologia, deve ter suas indicações respeitadas. (ROSA; GRESSLER, 2001).

Para a realização desta pesquisa seguiram-se rigorosamente as orientações dos fabricantes quanto à produção e acabamento dos corpos-de-prova.

Para o teste de resistência flexural por três pontos (que se mostra como o padrão mais comum para a distribuição de *stresses* em próteses fixas, sendo mais relevante (ANUSAVICE, 1998a; FELIPPE et al., 2001; WANG et al., 2003)) as amostras devem apresentar comprimento de pelo menos 20mm, largura de $4,0 \pm 0,25$ mm e espessura de $1,2 \pm 0,2$ mm. O equipamento para teste deve apresentar velocidade de $1 \pm 0,5$ mm/min. Devido à comprovada estabilidade química das cerâmicas não se torna necessária à armazenagem dos corpos-de-prova em meio úmido. (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 1998).

Testes de resistência biaxial e de quatro pontos também são sugeridos na literatura, no entanto, Miyashita et al. (2003b) descreveram que os testes biaxiais e de quatro pontos mostraram-se com diferenças estatisticamente significantes, enquanto que os valores do ensaio de três pontos não diferiram dos outros dois. CHOI et al. (2004) investigaram a resistência flexural do IPS Empress^{®2} (Ivoclar/Vivadent) em corpos-de-prova com diferentes formas (hastes com 25 X 4,8mm, barras com 25 mm X 4 mm X 1,2mm e discos com 15 X 1,6mm) e não encontraram diferenças estatísticas significantes entre as médias de resistência flexural quando comparadas às várias formas dos corpos-de-prova.

Corpos-de-prova com dimensões de 3mm x 4mm x 13 mm (APHOLT et al.,2001); 3mm x 4mm x 36mm (NAKAMURA et al.,2002), 25mm x 4mm x 3mm (HILGERT et al., 2003; MIYASHITA et al., 2004) bem como, testes com ciclagem mecânica (MOURA et al., 2004) também são encontrados na literatura. Guazzato et

al. (2002) utilizaram discos com 16 mm diâmetro por 1,0 mm de espessura para testar a resistência flexural biaxial.

Della-Bona; Mecholsky; Anusavice, 2003 obtiveram valores de resistência flexural de 215 ± 40 MPa para o sistema IPS Empress[®]2 (Ivoclar/Vivadent) seguindo a ISO 6872. Schweiger et al. (1999) descreveram os resultados, obtidos através do teste de três pontos para análise da resistência flexural, do sistema IPS Empress[®]2 (Ivoclar/Vivadent) como sendo 350 ± 50 MPa. Na pesquisa de Höland et al.(2000) os valores obtidos para o IPS Empress[®] 2 foram 400 ± 40 MPa. Enquanto no trabalho de Miyashita et al. (2003a) foram $192,9 \pm 20,97$ MPa com corpos-de-prova de 25,0mm X 2,0mm X 1,5mm. Nakamura et al. (2002) encontraram resultados IPS Empress[®] 2 de $329,2 \pm 42,6$ MPa com corpos-de-prova de 3,0mm x 4,0mm x 36,00. Guazatto et al. (2004a) encontraram valores médios de 306 ± 29 MPa (ISO 6872) Hilgert et al. (2003) avaliaram a resistência à flexão do VITA In-Ceram[®] Zircônia obtendo valores médios de $469,11 \pm 66,62$ MPa. Buso et al. (2004) obtiveram valores médios de resistência flexural com VITA In-Ceram[®] Zircônia de $436,07 \pm 54,81$ MPa. Guazzato et al. (2004b) encontraram valores médios de 630 ± 58 MPa para VITA In-Ceram[®] Zircônia seguindo a ISO 6872. Mendes; Miyashita et al. (2004) com corpos-de-prova de 25mm x 4mm x 3mm obtiveram $469,11 \pm 66,62$ MPa. Pegoraro e Bastos (2003), no entanto, realizaram um estudo com corpos-de-prova que simulavam uma prótese fixa de três elementos e obtiveram resultados de resistência superiores do IPS Empress[®] 2 em relação ao VITA In-Ceram[®] Zircônia. Os valores obtidos nesta pesquisa foram: IPS Empress[®]2 (Ivoclar/Vivadent) $182,73 \pm 50,33$ MPa e VITA In-Ceram[®] Zircônia $442,37 \pm 99,89$ MPa.

O comportamento de friabilidade das cerâmicas e sua baixa resistência à tensão, comparada com aquelas previstas das uniões entre átomos, podem ser compreendidos, considerando-se a concentração ao redor de defeitos superficiais. Enquanto metais podem ceder a altas tensões por se deformarem plasticamente, as cerâmicas tendem a não possuir um mecanismo para ceder às tensões sem se fraturarem. Portanto, as fraturas podem propagar-se através de um material cerâmico sob baixos ou médios níveis de tensões.(ANUSAVICE, 1998b; CHOI et al., 2004).

Embora as próteses dentais sejam projetadas para resistir à deformações plásticas e fratura, ocorrem ocasionalmente inesperadas fraturas, mesmo quando materiais de alta qualidade são utilizados. (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2004; ANUSAVICE, 1998b). Estas falhas resultam de altas tensões localizadas em áreas específicas, embora a tensão média na estrutura seja baixa. A causa desta redução em resistência é a presença de pequenos defeitos microscópicos ou defeitos estruturais na superfície ou na estrutura interna. (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2004; ANUSAVICE; 1998a; CHOI et al., 2004; HABEKOST et al., 2003). Estes defeitos são especialmente críticos em materiais frágeis nas áreas de tensão de tração, porque as tensões nas pontas desses defeitos são em muito aumentadas e podem levar à iniciação de fraturas e quebra das uniões. (ANUSAVICE, 1998a; HABEKOST et al., 2003; PAGANI; MIRANDA; BOTTINO, 2003).

Os defeitos apresentam dois aspectos importantes: a intensidade de tensão aumenta de acordo com a extensão do defeito, especialmente quando este é orientado perpendicular à direção de tensões de tração; e defeitos na superfície estão associados a tensões mais altas do que os defeitos de mesmo tamanho nas

regiões internas. Portanto, o acabamento superficial de materiais friáveis como as cerâmicas, é extremamente importante em áreas sujeitas a tensões de tração. (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2004; ANUSAVICE, 1998a; CHOI et al., 2004; HABEKOST et al., 2003; PAGANI; MIRANDA; BOTTINO, 2003).

Não apenas os defeitos microscópicos na superfície ou no interior do material podem resultar em aumento de tensões em áreas localizadas. Áreas de alta concentração de tensão também podem ser causadas por grandes defeitos superficiais ou internos (tais como porosidade, rugosidade proveniente do desgaste, e defeitos causados durante o torneamento); bruscas alterações de formato (tais como um ângulo vivo na linha do ângulo pulpoaxial de um dente preparado); região de interface de uma estrutura adesiva onde o módulo de elasticidade dos dois componentes seja bem diferente; região de interface de uma estrutura adesiva onde os coeficientes de contração e expansão térmicas dos dois componentes sejam muito diferentes ou uma carga aplicada em um ponto da superfície de um material friável. (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2004; ANUSAVICE, 1998a).

Existem vários meios clínicos de se minimizar a concentração de tensões e, portanto, reduzir o risco de fratura clínica. A superfície pode ser criteriosamente polida para se reduzir a profundidade dos defeitos. (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2004; ANUSAVICE, 1998b; CATTELL et al., 2002). Pouco pode ser feito com relação aos defeitos internos, além de melhorar a qualidade da estrutura ou aumentar o tamanho do objeto, fator este responsável pela grande exigência dos fabricantes quanto à espessura dos conectores. (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2004; SCHWEIGER et al., 1999). O desenho de qualquer prótese deve variar gradualmente em vez de abruptamente. Ângulos internos de preparos dentais devem ser arredondados para se minimizar o risco de fratura. A

ponta da cúspide de uma coroa ou dente antagonista deve ser bem arredondada de modo que as áreas de contato oclusal em materiais friáveis sejam largas. (ANUSAVICE, 1998a).

Tinschert et al. (2001) descreveram que com a utilização de revestimento cerâmico, os resultados de resistência à fratura seriam melhorados e sugeriram estudos clínicos para avaliar a aplicabilidade dos sistemas totais cerâmicos. Cattell et al. (2002) concluíram que o tratamento térmico e a adição de revestimento não afetaram a resistência flexural e a confiabilidade da cerâmica de subestrutura. No entanto, o tratamento da superfície submetida tração promoveu um aumento significativo na resistência flexural em concordância com Choi et al. (2004).

Suárez et al. (2004) avaliaram a performance clínica do VITA In-Ceram[®] Zircônia em próteses parciais fixas no setor posterior após 3 anos de utilização e concluíram que, apesar dos resultados aceitáveis a curto prazo, análises clínicas a longo prazo, devem ser realizados para que o sistema possa ser recomendado como alternativa às próteses parciais fixas metalocerâmicas convencionais.

Os resultados da pesquisa demonstram que fraturas sob tensões médias ocorrem ocasionalmente mesmo quando materiais de alta qualidade são utilizados, devido ao comportamento de friabilidade das cerâmicas e sua baixa resistência à tensão. (ALBAKRY; GUAZZATO; SWAIN, 2004; ANUSAVICE, 1998b; CHOI et al., 2004). Estes fatores podem justificar os resultados obtidos com o sistema IPS Empress[®] 2. Os valores médios obtidos com o GRUPO IV (mesmo inferiores aos reportados pelo fabricante) sugerem de acordo com a probabilidade de sobrevivência (500N como carga mastigatória de acordo com Rosentritt; Behr e Handel (2003)) e aliando-se ao fato do revestimento cerâmico melhorar os

resultados de resistência à fratura (TINSCHERT et al., 2001), que o sistema VITA In-Ceram[®] Zircônia apresenta-se como uma alternativa viável às ligas metálicas em situações clínicas bem indicadas de próteses parciais fixas de três elementos com preparos totais, inclusive nas regiões de molares.

7 CONCLUSÃO

Com base nos ensaios mecânicos realizados, foi possível concluir:

1. Fibras de vidro:

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

2. Cerâmicas odontológicas:

- As cerâmicas apresentaram diferentes desempenhos de resistência flexural, sendo o sistema VITA In-Ceram[®] Zircônia capaz de resistir a maior carga aplicada quando comparada ao sistema IPS Empress[®] 2 Ivoclar/Vivadent.
- O padrão de falha observado foi de fratura completa em 100% dos corpos-de-prova.

REFERÊNCIAS

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

ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M. V. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. **Journal of Dentistry**, England, v. 32, n.2, p. 91-99, Feb. 2004

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

ANUSAVICE, K. Cerâmicas odontológicas. In: _____. **Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998b. Cap. 26, p. 345-366.

APHOLT, W. et al. Flexural strength of cerec 2 machined and jointed in-ceram alumina and in-ceram zirconia bars. **Dental Materials**, v. 17, n.3, p.260-267, May 2001.

ARMSTRONG, D. J.; KIMBALL, D. Fiber-reinforced polymerceramic fixed partial dentures in the esthetic zone: a clinical and laboratory case perspective. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 22, n.1, p. 164-168, 1999.

BAE, J. M. et al. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 14, n.1, p. 33-39, Jan./Feb. 2001.

BARTSCH, F. Fiber-reinforced inlay bridges: guidelines for clinical and laboratory fabrication of targis/vectris metal-free inlay bridges. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 23, n.1, p. 117-138, 2000.

BEHR, M. et al. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. **Journal of Dentistry**, v.28, n. 7, p.509-514, Sept. 2000.

BEHR, M.; ROSENTRITT, M.; HANDEL, G. Fiber-reinforced composite crows and FDPs: a clinical reports. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 16, n.3, p. 239-243, 2003.

BOTTINO, M. A.; QUINTAS, A. F.; BONDIOLI, I. R. A comparative study of flexural strength using two composite resins fiber reinforced. **PGR-Pós-Grad. R. Fac. Odontol.**, São José dos Campos, v.4, n.3, set./dez. 2001. Disponível em: < http://www.Odon_torevista.hpg.ig.com.br/Artigos/v4n3_01.pdf.> Acesso em: 05 jan. 2004.

BUSO, L. et al. Morphologic evaluation of Ceramic Bars Cutted, Joined and Fractured. In: IADR, 2004, Hawaii. **Anais eletrônicos...** Hawai: IADR, 2004, Disponível em: http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_45610.htm>. Acesso em: 18 Apr. 2004.

CANDO, D. C. Zircônia: uma alternativa fiável. **Labor Dental**, Barcelona, v.4, n.2, feb. 2001. (Separata Técnica). 7 p.

CATTELL, M. J. et al. The effect of veneering and heat treatment on flexural strength of Empress[®] 2 ceramics. **Journal of Dentistry**, London, v.30, n.4, p. 161 -169, May 2002.

CHOI, C. R. et al. Flexural strength of lithium disilicate ceramic in rod specimen. In: IADR, 2004, Hawaii. **Anais eletrônicos...** Hawai: IADR, 2004, Disponível em: <<http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract43833.htm>>. Acesso em: 18 Apr. 2004.

CHONG, K. H; CHAI, J. Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass-infiltrated alumina with or without zircônia reinforcement. **The International Journal of Prosthodontics**, v.16, n. 5, p. 487-492, Sept./Oct. 2003.

CHONG, K. H. et al. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. **The International Journal of Prosthodontics**, v.15, n. 2, p. 183 - 188, Mar./Apr. 2002.

DELLA-BONA, A.; MECHOLSKY, J. J.; ANUSAVICE, K. J. Tenacidade de fratura de cerâmicas obtida pelo método fractográfico e mecânica de fratura. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v.17, supl.2 (Anais da Reunião Anual da SBPqO, 20), p.134, ago. 2003.

FANTINI, S. M. Características estáticas e dinâmicas da oclusão ideal. In: INTERLANDI, Sebastião. **Ortodontia bases para iniciação**. 5. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2002. Cap. 11, p. 151 – 199.

FELIPPE, L. A. et al. Fibras de reforço para uso odontológico: fundamentos básicos e aplicações clínicas. **Apcd**, São Paulo, jul./ago. 2001. Disponível em: <http://www.apcd.org.br/Biblioteca/Revista/2001/jul_ago/index.asp> Acesso em: 5 jan. 2004.

FIBREX-Lab : relatório técnico. Londrina: Angelus Soluções em Odontologia, 2003. 6p.

FIGUN, M. E.; GARINO, R. R. Sistema dental. In: _____. **Anatomia odontológica funcional e aplicada**. 2. ed. São Paulo: Panamericana, 1989. Cap. 7, p. 223-459.

FRADEANI, M.; BARDUCCI, G. Lithium disilicate glass-ceramic restorations: indications and guidelines. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 23, n.1, p. 51-60, 2000.

FREILICH, M. et al. **Fiber-reinforced composites in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence books, 2000. p. 106.

GARBER, D. A. et al. The quest for the all-ceramic restoration. **Quintessence of Dental Technology**, v. 23, n.1, p. 27- 36, 2000.

GIBBS, C. H. et al. Limits of human bite strength. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 56, n.2, p. 226-229. Aug. 1986.

GOMES, J. C. Cerâmicas Metal-free : a tendência da odontologia estética atual. In: CARDOSO, R. J. A.; GONÇALVES, A. P. N. (Coord.). **Estética**. São Paulo: APCD; Artes Médicas, 2002. v. 3. p. 205-223.

GOMES, J. C. ; GOMES, O. M. M. Novas opções de materiais posteriores indiretos Cerômeros. In: **ODONTOLOGIA integrada: atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista**. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 2002. Cap.5, p.139-163.

GOMES, J. C. et al. Prótese adesiva metal free- sistema Targis/vectris. **JBD**, Curitiba, v. 1, n.1, p.42-49, jan./mar. 2002.

GUAZZATO, M. et al. Mechanical properties of In-Ceram alumina and In-Ceram Zirconia. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 15, n. 4, p. 339-346, July/Aug. 2002.

GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dental Materials**, v. 20, n. 5, p. 441-448, June 2004a.

GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics **Dental Materials**, v. 20, n. 5, p.449-456, June 2004b.

HABEKOST, L. V. et al. Resistência flexural de duas cerâmicas após diferentes tratamentos superficiais. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v.17, supl.2 (Anais da Reunião Anual da SBPqO, 20), p.184, ago. 2003.

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

HILGERT, E. et al. Estudo da resistência à flexão e análise em MEV de infra-estruturas para próteses fixas em zircônia e alumina. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v.17, supl.2 (Anais da Reunião Anual da SBPqO, 20), p.183, ago. 2003.

HÖLAND, W. Materials science fundamentals of the IPS empress 2 glass-ceramic. **Ivoclar-Vivadent-Report**, n.12, p. 3-10, Dec. 1998.

HÖLAND, W. et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and IPS Empress glass-ceramics. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.53, n.4, p. 297-303, 2000.

HÜLS, A. **Prótese cerâmica sem metal de In-Ceram**: 6 anos de trabalhos clínicos práticos. Göttingen: Vita Zahnfabrik, 1995. 31 p.

INTERNATIONAL ORGANIZATION STANDARDIZATION. **ISO 10477**: dentistry – polymer-based crown and bridge materials. Genève: ISO, 1992. 8p.

INTERNATIONAL ORGANIZATION STANDARDIZATION. **ISO 4049**: dentistry – polymer-based filling, restorative and filling materials. Genève: ISO, 2000. 27p.

INTERNATIONAL ORGANIZATION STANDARDIZATION. **ISO 6872**: dental ceramic. Genève: ISO, 1998. 9p.

IPS EMPRESS 2 : instructions for use/ work manual. Liechtenstein: Ivoclar, 1998. 19 p.

KREJCI, I. et al. Adhesive crowns and fixed partial dentures of optimized composite resin with glass fiber-bonded framework. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 22, n.1, p. 107-127, 1999.

LACY, A. The submerged framework bridge: laboratory and clinical consideration. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 23, n.1, p. 139 -147, 2000.

LASSILA, L. V. J.; NOHRSTRÖM, T.; VALLITU, P. K. The influence of short-term water storage on flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. **Biomaterials**, v.23, n.10, p.2221-29, May 2002.

MANDIKOS, M. N. et al. Comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v.85, n. 4, p. 386-395, Apr. 2001

MCLAREN, E. A.; WHITE, S. N. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical and laboratory guidelines. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 23, n.1, p. 63 -76, 2000.

McNEILL, C. Objetivos fundamentais do tratamento. In: _____. **Ciência e prática da oclusão**. São Paulo: Ed. Santos, 2000. Cap. 23, p. 306–322.

MENDES, V.; PEGORARO, L. F.; BASTOS, L. G. C. Avaliação da resistência à fratura por compressão de infra-estruturas de próteses fixas confeccionadas com IPS Empress 2. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v.17, supl.2 (Anais da Reunião Anual da SBPqO, 20), p.142, ago. 2003.

MITO, W. T.; SORENSEM, J. A. Fabrication of fixed partial dentures with Empress 2. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 22, n.1, p. 164-168, 1999.

MIYASHITA, E. et al. Flexural strength of two all-ceramic systems for fixed prosthodontics. In: IADR, 2003a, Goteborg. **Anais eletrônicos...** Goteborg: IADR, 2003a. Disponível em: <http://iadr.confex.com/iadr/2003goteborg/techprogram/program_130.htm>. Acesso em: 21 jan. 2004.

MIYASHITA, E. et al. Comparação de três ensaios de resistência à flexão para materiais cerâmicos. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, v.17, supl.2 (Anais da Reunião Anual da SBPqO, 20), p.233, ago. 2003b.

MIYASHITA, E. et al. Flexural strength of glass-infiltrated ceramic bars jointed. **Anais eletrônicos...** Hawaii: IADR, 2004, Disponível em: <http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_48168.htm>. Acesso em: 18 apr. 2004.

MOURA, A. C. P. et al. Study of Mechanical Cycling on Flexural Strength of Lithium Dissilicate In: IADR, 2004, Hawaii. **Anais eletrônicos...** Hawaii: IADR, 2004, Disponível em: <http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_47295.htm> Acesso em: 18 Apr. 2004.

MOURA JUNIOR, J. R. S. et al. A comparative study of the flexural strength of two systems for fiber-reinforced prosthesis. **PGRO : Pós-Grad. R. Odontol.**, São José dos Campos. v.5, n.2, maio/ago. 2002. Disponível em: < http://www.odontorevista.hpg.ig.com.br/Artigos/v5n2_01.pdf>. Acesso em: 15 dez. 2003.

NAKAMURA, T. et al. Frature resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. **Journal of Oral Rehabilitation** , v.29, n.10, p. 951-955, Oct. 2002.

NAKAMURA, T. et al. Strength and elastic modulus of fiber-reinforced composites used for fabricating FPDs. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 5, p. 549-552, Sept./Oct. 2003.

NISHIOKA, R. S.; CARVALHO, R. L.; ALMEIDA, E. E. S. Prótese adesiva sem metal com o sistema IPS Empress® 2. **Apcd**, São Paulo, jul./ago. 2002. Disponível em: <http://www.apcd.org.br/Biblioteca/Revista/2002/jul_ago/277.asp>. Acesso em: 5 jan. 2004.

OLIVEIRA, M. L. M. et al. Restauração indireta posterior utilizando o Sistema IPS Empress®2. **Apcd**, São Paulo, set./out. 2002. Disponível em: <http://www.apcd.org.br/Biblioteca/Revista/2002/set_out_/388.asp>. Acesso em: 7 fev. 2004.

PAGANI, C.; MIRANDA, C. B.; BOTTINO, M. C. Avaliação da tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. **Journal of Applied Oral Science**, v.11, n.1, p.69-75, Nov. 2003. Disponível em: <<http://www.fob.usp.br/revista/conteudos/Revistas%20em%20PDF/2003/Rev2003-1-PDF/11.PDF>>. Acesso em: 30 jan. 2004.

RIZKALLA, A. S.; JONES, D. W. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. **Dental Materials**, v. 20, p.207-212, Feb. 2004.

ROSA, J. C. M.; GRESSLER, A. E. N. Prótese fixa em porcelana livre de metal: sistema In-Ceram com reforço de Zircônia. **Apcd**, São Paulo, jul./ago. 2001. Disponível em: <http://www.apcd.org.br/Biblioteca/Revista/2001/jul_ago/index.asp>. Acesso em: 5 jan. 2004.

ROSENTRITT, M.; BEHR, M.; HANDEL, G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. **Journal of Oral Rehabilitation**, England, n.30, p. 873- 877, 2003.

SCHWEIGER, M. et al. IPS Empress2: a new pressable high- strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 22, n.1, p. 143-151, 1999.

SISTEMA Fibrex-Lab: reforço em fibras de vidro. Londrina: Angelus Soluções em Odontologia, 2002.

SONG, H. et al. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n. 4, p. 347-353, Oct. 2003.

SORENSEN, J. A. The IPS Empress2 system: defining the possibilities. **Quintessence of Dental Technology**, Chicago, v. 22, n.1, p. 153-163, 1999.

SUÁREZ, M. J. et al. three-year clinical evaluation of In-Ceram zirconia posterior FPDs. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 17, n. 1, p. 35-38, 2004.

TARGIS/Vectris. **The Dental Advisor**, Bauru, v.5, n.10, p.1, 1998.

TINSCHERT, J. et al. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconia based three-unit fixed partial dentures; a laboratory study. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 14, n. 3, p. 231-238, May/June 2001.

VALLITU, P. K.; RUYTER, I. E.; EKSTRAND, K. Effect of water storage on the flexural properties of e-glass and silica fiber acrylic resin composite. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 11, n. 4, p. 340-350, July/Aug. 1998.

VALLITU, P. K. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of e-glass and silica fiber acrylic resin composite. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 13, n. 4, p. 334-339, July/Aug. 2000.

VECTRIS: instructions for use/ work manual. Liechtenstein> Ivoclar, 1998.

WANG, L. et al. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. **Journal of Applied Oral Science**, v. 11, n. 3, p. 162-167, 2003.

WIRZ, J.; JÄGER, K. Evaluation of commonly used crown systems. **Quintessence of Dental Technology**, v. 22, n.1, p. 193-199, 1999.

XU, H. H. K. Whisker reinforce heat-cured dental resin composite: effects of filler level and heat-cure temperature and time. **Journal of Dental Research**, v. 79, n. 6, p. 1392-1397, 2000.